

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**  
**DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE INFORMÁTICA**  
**CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO**

ANA CLAUDIA MOSER

**DESENVOLVIMENTO DE ELETRODOS PARA AVALIAÇÃO DO**  
**COMPORTAMENTO INGESTIVO USANDO sEMG**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO 2

PATO BRANCO

2017

ANA CLAUDIA MOSER

**DESENVOLVIMENTO DE ELETRODOS PARA AVALIAÇÃO DO  
COMPORTAMENTO INGESTIVO USANDO sEMG**

Trabalho de Conclusão de Curso como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Computação, do Departamento Acadêmico de Informática da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti  
Coorientador: Prof. Me. Daniel Prado de Campos

PATO BRANCO

2017



## TERMO DE APROVAÇÃO

Às 10 horas e 20 minutos do dia 07 de dezembro de 2017, na sala V103, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Pato Branco, reuniu-se a banca examinadora composta pelos professores Fábio Luiz Bertotti (orientador), Daniel Prado de Campos (coorientador), Ricardo Bernardi e Vinicius Pegorini para avaliar o trabalho de conclusão de curso com o título **Desenvolvimento de Eletrodos para Avaliação do Comportamento Ingestivo Usando sEMG**, da aluna **Ana Claudia Moser**, matrícula 1218042, do curso de Engenharia de Computação. Após a apresentação a candidata foi arguida pela banca examinadora. Em seguida foi realizada a deliberação pela banca examinadora que considerou o trabalho aprovado.

---

Fábio Luiz Bertotti  
Orientador (UTFPR)

---

Daniel Prado de Campos  
Coorientador(UTFPR)

---

Ricardo Bernardi  
(UTFPR)

---

Vinicius Pegorini  
(UTFPR)

---

Profa. Beatriz Terezinha Borsoi  
Coordenador de TCC

---

Prof. Pablo Gauterio Cavalcanti  
Coordenador do Curso de  
Engenharia de Computação

A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso.

## RESUMO

MOSER, Ana Claudia. Desenvolvimento de eletrodos para avaliação do comportamento ingestivo usando sEMG. 2017. 99f. Trabalho de Conclusão de Curso de Bacharelado em Engenharia de Computação - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2017.

A avaliação do comportamento ingestivo de ruminantes, em especial na pecuária leiteira é de grande importância para aumentar a eficiência e produtividade de leite no Brasil. Vários métodos tem sido usados para estimar o consumo, entretanto, muitos deles são laboriosos ou causam desconfortos no animal. A eletromiografia de superfície foi proposta para realizar esse monitoramento, mas apresenta um empecilho quanto ao tempo de monitoramento limitado a duração do gel eletrolítico. Diante deste cenário, este trabalho propõe o uso de um eletrodo metálico para aquisição de sinais de eletromiografia do músculo masseter de ruminantes. Os resultados mostraram que o material e a topologia do eletrodo metálico têm forte influência na qualidade do sinal, sendo que a correta seleção possibilita a aquisição de sEMG com qualidade equivalente e conforto superior, além da possibilidade do monitoramento de longo prazo e sem interferir no comportamento natural do animal.

**Palavras-chave:** *Comportamento ingestivo. Eletromiografia de superfície. Eletrodos secos.*

## ABSTRACT

MOSER, Ana Claudia. Desenvolvimento de eletrodos para avaliação do comportamento ingestivo usando sEMG. 2017. 99f. Trabalho de Conclusão de Curso de Bacharelado em Engenharia de Computação - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2017.

The evaluation of ingestive behavior of ruminants, especially in dairy cattle, has huge importance to increase efficiency and milk production in Brazil. Several methods have been used to estimate the consumption, however, many of them are laborious or can cause animal discomfort. Surface electromyography was proposed to perform this monitoring, however it presents limitations in time monitoring depending on electrolytic gel endurance. In this sense, this work proposes the use of a metallic electrode for the acquisition of electromyographic signals from the masseter muscle of ruminants. The results showed that the material and the topology of the metallic electrode have a strong influence on signal quality, and the correct selection allows an acquisition of sEMG with equivalent quality with superior comfort, in addition to the possibility for long term monitoring without interfering in animal natural behavior.

**Keywords:** *Ingestive behavior. Surface Electromyography. Dry Electrodes.*

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Eletrodos com micro pinos (a) pino único em formato de pirâmide (b) Eletrodo proposto para EEG (c) Eletrodo proposto para ECG e EMG .....	17
Figura 2 - Eletrodos flexíveis (a) Eletrodos do Instituto Fraunhofer de Engenharia Biomédica (b) Eletrodos da Orbital Research .....	18
Figura 3 - Configurações de eletrodos secos. (a) Eletrodo de pino único de titânio, (b) eletrodo multi-pino de poliuretano, (c) eletrodo multi-pino de ouro e (d) eletrodo em anel de Ag/AgCl .....	18
Figura 4 - Dimensões do eletrodo flexível com pinos na ordem de milímetros .....	19
Figura 5 – Eletrodo ativo de pinos retráteis baseado em buffer .....	21
Figura 6 - Eletrodo ativo multi-pino para aplicações que exigem o posicionamento em superfícies com pelos ...	21
Figura 7 - Circuito ativo (a) Placa revestida em prata (b) Circuito ativo usando um amplificador na configuração buffer.....	22
Figura 8 - Amplificador diferencial com supressão DC .....	22
Figura 9 - Circuito de aquisição com dois estágios de supressão DC.....	23
Figura 10 - Eletrodos baseados em não tecido (a) Circuito impresso em não tecido (b) Transdutor (c) Circuito encapsulado com conexões externas .....	23
Figura 11 - Geração do sinal mioelétrico (SME) resultado do somatório dos MUAPs de cada unidade motora do músculo.....	33
Figura 12 - Modelo da interface eletrodo – pele para um eletrodo (a) de gel e (b) seco .....	33
Figura 13 - Posicionamento dos eletrodos na fibra muscular .....	36
Figura 14 - Estrutura superficial da cabeça de um ruminante com o músculo masseter em evidência .....	37
Figura 15 - Influência do acoplamento capacitivo entre a rede elétrica e o equipamento .....	38
Figura 16 - Camadas de um cabo blindado .....	38
Figura 17 - Circuito RLD com realimentação negativa.....	39
Figura 18 - Circuito RLD reduzindo a tensão de modo comum .....	40
Figura 19 - Potencial de ação ao longo da fibra muscular com relação ao tempo .....	41
Figura 20 - Diferenciação do sinal de eletromiografia por um amplificador diferencial. O resultado é o sinal de eletromiografia e componentes de modo comum .....	41
Figura 21 – Interferência de sinais de modo comum em um sistema de aquisição composto por um amplificador de biopotencial.....	42
Figura 22 - Esquemático do circuito envolvendo a fonte do sinal, eletrodos e amplificador de biopotencial. Os eletrodos G1 e G2 estão relacionadas as impedâncias de entrada eletrodo-pele $R_{e+}$ e $R_{e-}$ respectivamente. A impedância de entrada $R_i$ é a resistência interna de cada entrada e $R_{cm}$ é a resistência de modo comum conectada ao Terra. A caixa pontilhada engloba um circuito fechado que contém $R_i$ e $R_{e+}$ conectados em série.....	43
Figura 23 - Amplificador na configuração subtrator .....	43
Figura 24 - Amplificador diferenciador com buffers na entrada para aumentar a impedância.....	44
Figura 25 - Amplificador diferencial com ganho no primeiro estágio .....	45
Figura 26 - Topologia do amplificador de instrumentação com ganho regulável no primeiro estágio e diferenciação no segundo estágio .....	46
Figura 27 - Intervalo de frequências e amplitudes dos sinais de EEG, ECG e EMG .....	47
Figura 28 - Amostragem de sinais de baixa, média e alta frequência usando a mesma frequência de amostragem .....	48
Figura 29 - O espectro de frequência para flexão do bíceps. O sinal é observado com amplitude significativa entre 50-150Hz .....	49
Figura 30 - Decomposição de um MUAP por série de Fourier. O resultado da soma de cada sinal senoidal (em azul) é o sinal EMG (em vermelho).....	50
Figura 31 - Histograma para os sinais que compõe o somatório da série de Fourier .....	50
Figura 32 - Detecção de envoltória de sinal EMG.....	52
Figura 33 - Confecção de eletrodos com blindagem. (a) Inserção dos pinos (b) conexão dos pinos com o cabo e isolamento (c) camada de alumínio conectada ao shield do cabo (d) Resultado final com blindagem e isolamento .....	55
Figura 34 - Eletrodos diferenciais de prata e pinos retráteis de ouro confeccionados para testes em animais. ....	55
Figura 35 - Dimensões dos eletrodos diferenciais e RLD de barra de prata e SLP com 9, 4 e 1 pino.....	56
Figura 36 - Kit de Aquisição ADS1298ECG-FE .....	57

Figura 37 - Esquemático simplificado do ADS1298ECG-FE .....	57
Figura 38 - Circuito de proteção e filtragem para entrada analógica .....	58
Figura 39 - Implementação do Amplificado de ganho programável .....	59
Figura 40 - Comportamento do CMRR com relação a frequência e ganho do PGA .....	60
Figura 41 - Representação das etapas do sistema, desde a aquisição do sinal biológico até seu processamento final .....	61
Figura 42 - Conexão dos eletrodos (referência e sinal) à placa por meio do cabo blindado .....	62
Figura 43 - Eletrodos (a) secos e (b) de Ag/AgCl no animal. (c) Fixação dos eletrodos no cabresto para estudo de posicionamento .....	63
Figura 44 - Fixação dos eletrodos pelo cabresto em búfalos .....	64
Figura 45 - Sinal retificado com média móvel e detecção de picos pelo algoritmo (a) de janela fixa e (b) variável .....	66
Figura 46 - Contração isométrica máxima detectada por (a) sEMG e (b) dinamômetro .....	67
Figura 47 - Histograma do sinal de EMG (HEMG) com 30 colunas .....	68
Figura 48 - Processo de tratamento do sinal de sEMG Bruto para detecção de picos .....	70
Figura 49 - Correlação entre contagem manual e automática para os algoritmos de janela fixa (superior) e janela variável (inferior) .....	72
Figura 50 - Processo para (a) segmentação e (b) extração de características do sinal de sEMG .....	72
Figura 51 - Comparação entre os atributos característicos do sinal de EMG. As linhas nos extremos das caixas representam o intervalo de valores presentes no sinal que estão dentro do intervalo de confiança de 5%, enquanto a linha em vermelho representa a mediana destes valores. Os limites das caixas retangulares são definidos a partir dos percentis 25 e 75 .....	73
Figura 52 - HEMG de três sinais, captados por eletrodos Ag/AgCl, SLP e barra de prata .....	74
Figura 53 - Característica do sinal de abertura da boca e movimentos mastigatórios do músculo masseter de bovinos .....	75
Figura 54 - Característica do sinal de EMG captado por SLP 9 durante contração isométrica máxima do músculo (a) bíceps e (b) masseter em seres humanos .....	76
Figura 55 - Sinal bruto e filtrado de sEMG e sinal do goniômetro para velocidade baixa (30 BPM) .....	77
Figura 56 - Sinal bruto e filtrado de sEMG e sinal do goniômetro para velocidade média (60 BPM) .....	77
Figura 57 - Sinal bruto e filtrado de sEMG e sinal do goniômetro para velocidade alta (90 BPM) .....	78
Figura 58 - Comparação dos eletrodos pelos atributos de Amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG. ....	79
Figura 59 - Característica dos sinais de flexão de extensão do bíceps em velocidade (a) lenta (b) média e (c) rápida .....	80
Figura 60 - Comparação dos eletrodos SLP de 9 pinos e Ag/AgCl com relação aos atributos de amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG. Os valores representados por sinal de soma (+) são valores fora do intervalo de confiança .....	81
Figura 61 - Característica do sinal de sEMG do músculo masseter ao abrir e fechar a boca e realizar movimentos de mastigação no mesmo lado em que os eletrodos foram posicionados .....	82
Figura 62 - Característica do sinal de sEMG do músculo masseter ao abrir e fechar a boca e realizar movimentos de mastigação no lado oposto ao que os eletrodos foram posicionados .....	82
Figura 63 - Variação da impedância de todos os eletrodos ao longo de 15 minutos. Cada linha corresponde as amostras de impedância coletadas nos tempos 2min30, 5min, 7min30s, 10min, 12min30s, 15min e após o movimento e estão apresentadas nesta ordem .....	83
Figura 64 - Variação da impedância com relação a quantidade de pinos para as frequências 40, 90 e 140 Hz ....	84
Figura 65 - Sinal mastigatório oriundo do músculo masseter de um búfalo .....	86
Figura 66 - Característica do sinal de deglutição, captado da região dos supra hioideos por eletrodos SLP 9. ....	86
Figura 67 - Espectro de frequência do sinal captado no IAPAR de Pato Branco - PR .....	87
Figura 68 - FFT de sinal de EMG em repouso, sem atividade muscular e com intervalo de frequência entre 5 e 500 Hz captado no IAPAR de Pato Branco - PR .....	88
Figura 69 - FFT de sinais captados no IAPAR em Lapa - PR .....	89
Figura 70 - FFT de sinais captados no IAPAR em Lapa - PR após a aplicação do filtro Notch .....	89
Figura 71 - FFT de sinais captados n UTFPR em Curitiba - PR .....	90
Figura 72 - FFT de sinais captados n UTFPR em Curitiba - PR após a aplicação do filtro Notch .....	91

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Descrição das principais características avaliadas em eletrodos para sEMG .....	24
Quadro 2 – Características avaliadas em estudo publicados .....	25
Quadro 3 – Resumo de materiais utilizados no projeto e suas finalidades .....	54



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ganho do amplificador de ganho programável (PGA) versus largura de banda.....	59
Tabela 2 – Contagem Manual versus Contagem Automática.....	71
Tabela 3 – Relação entre força e amplitude sEMG .....	76

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AgCl	Cloreto de prata
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i> (Razão de rejeição de modo comum)
CMS	Consumo de Matéria Seca
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i> (Transformada Discreta de Fourier)
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
EMI	<i>Electromagnetic Interference</i> (Interferência eletromagnética)
EOG	Eletrooculograma
ESD	<i>Electromagnetic Discharge</i> (Descarga eletromagnética)
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> (Transformada rápida de Fourier)
HEMG	Histograma de EMG
HR	<i>High Resolution</i> (Alto desempenho)
IAPAR	Instituto Agrônômico do Paraná
IEMG	Integral de EMG
KCl	Cloreto de potássio
LP	<i>Low Power</i> (Baixo Consumo)
MUAP	<i>Muscle Unit Action Potential</i> (Potencial de ação da unidade motora)
MUX	Multiplexador
PCI	Placa de circuito impresso
PGA	<i>Programmable Gain Amplifier</i> (Amplificador de ganho programável)
PSD	<i>Power Spectral Density</i> (Densidade do espectro de frequência)
RLD	<i>Right Leg Drive</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i> (Raiz da média quadrática)
SAR	<i>Signal-to-Artifact Ratio</i> (Relação sinal-artefato)
sEMG	Eletromiografia de superfície
SMD	<i>Surface Mount Device</i> (Tecnologia de montagem superficial)
SLP	<i>Spring-Loaded Pins</i> (Pinos retráteis)
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i> (Relação sinal-ruído)
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i> (Interface de comunicação serial)
WL	<i>Wave Length</i> (Comprimento da forma de onda)

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>12</b>
1.1	OBJETIVOS	13
1.1.1	Objetivo Geral	13
1.1.2	Objetivos Específicos	14
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	14
<b>2</b>	<b>ESTADO DA ARTE</b>	<b>15</b>
2.1	Eletrodos de gel	15
2.2	Eletrodos secos	16
2.2.1	Materiais e topologias	16
2.2.2	Condicionamento do sinal	20
2.2.3	Considerações finais	24
<b>3</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>29</b>
3.1	MÉTODOS EXISTENTES PARA ESTIMAR O CONSUMO	29
3.1.1	Métodos diretos	29
3.1.2	Métodos indiretos	30
3.2	BIOPOTENCIAIS	32
3.2.1	Eletromiografia	32
3.2.2	Modelo elétrico	33
3.3	AQUISIÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO DE SINAIS DE EMG	34
3.3.1	Localização e posicionamento dos eletrodos	35
3.3.2	Artefatos de movimento	37
3.3.3	Interferência da rede elétrica	38
3.3.4	Amplificadores de biopotencial	40
3.4	PROCESSAMENTO E EXTRAÇÃO DE ATRIBUTOS	47
3.4.1	Amostragem do sinal de EMG	47
3.4.2	Filtragem do sinal de EMG	48
3.4.3	Transformada Discreta de Fourier	49
3.4.4	Extração de características	51
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>54</b>
4.1	MATERIAIS	54
4.1.1	Eletrodos secos	54
4.1.2	Módulo de avaliação - ADS1298ECG-FE	56
4.2	METODOLOGIA	60
4.2.1	Aquisição do sinal EMG	61
4.2.2	Procedimento Experimental	62
4.2.2.1	Experimentos em animais	62
4.2.2.2	Experimentos em humanos	64
4.2.3	Processamento do sinal e extração de características	65
4.2.4	Validação dos resultados	69
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>70</b>
5.1	Experimentos em Bovinos	70
5.2	Experimentos em Humanos	75
5.2.1	Flexão e extensão	76
5.2.2	Mastigação	81
5.2.3	Análise de impedância	83
5.3	Testes piloto	85
5.4	Análise de Ruído	87

<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>92</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>94</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A pecuária brasileira se destaca no cenário internacional por possuir grandes rebanhos, cerca de 209,13 milhões de cabeças de gado em 2015, distribuídos em 167 milhões de hectares, totalizando uma lotação de 1,25 cabeça por hectare (ABIEC, 2016). Mesmo tendo enormes rebanhos, a eficiência da produção animal tem índices baixos comparados com outros países. A média mundial de produção de leite é 3527 litros por vaca ao ano, enquanto a média do Brasil é de 1609 litros (SEBRAE, 2017). Dentre os fatores limitantes da eficiência produtiva, a nutrição inadequada é apontada como um dos principais (SILVEIRA; DOMINGUES, 1995). Aliado a isso, o constante crescimento da população mundial e conseqüente aumento da demanda por alimentos, torna o papel do ruminante de extrema importância quanto ao fornecimento de alimentos de alto valor biológico para o homem (MATTOS, 1995).

O sistema de produção animal, apesar de seus benefícios, causa impactos ambientais significativos, tornando sua otimização um assunto de grande importância (LACA, 2009). Reduzir o impacto sobre o meio ambiente, mantendo a alta produtividade e a qualidade é essencial considerando que a demanda global por recursos só tende a aumentar. Portanto, a necessidade de gerenciar o recurso alimentar é um fator importante tanto no quesito eficiência animal quanto para garantir a capacidade de suporte a esse sistema (VAN SOEST, 1994).

A alimentação representa o maior custo na produção de leite, o que incentiva o desenvolvimento de dietas que contribuam para a redução dos custos e aumento da lucratividade (SEBRAE, 2017). A obtenção do consumo pode ser uma tarefa difícil quando os animais estão em sistemas de pastagem, longe do controle de um confinamento (POPPI; FRANCE; MCLENNAN, 2000). O procedimento experimental deve ser realizado em condições onde o animal não sofra estresse, já que isso implica em erros no resultado. Portanto, o desenvolvimento de técnicas que tenham por objetivo minimizar erros e tornar o procedimento rápido e simples, se torna essencial. Os dados fornecidos nesses procedimentos permitem a formulação de uma dieta que atenda às necessidades do animal, maximizando sua eficiência alimentar. (VAN SOEST, 1994).

Com o objetivo de otimizar a produção, oferecendo retorno financeiro mais adequado ao produtor, várias técnicas para estimar o consumo foram desenvolvidas. Em sistemas de confinamento, por exemplo, os animais permanecem em baias individuais, possibilitando determinar o consumo de matéria seca (CMS) diário através da pesagem direta do fornecido e sobras (BERCHIELLI; PIRES; OLIVEIRA, 2006). Burns et al. (1994) apresentam outra forma de estimar o CMS baseando-se na estimativa de tempo de pastejo, número, tamanho ou peso

dos bocados. Mezzalira (2011) usou a observação visual para determinar o comportamento ingestivo de bovinos, porém o método é demorado e exaustivo além de impossibilitar experimentos em larga escala. Outras técnicas incluem a coleta de fezes, inserção de cânulas no rúmen<sup>1</sup>, o uso de marcadores, pesagem do animal ou mensuração da diferença de massa de forragem antes e depois do pastejo (BERCHIELLI; PIRES; OLIVEIRA, 2006).

Para automatizar este processo, outras técnicas foram introduzidas. Oudshoorn (2013) usa acelerômetros para estimar o tempo de pastejo, enquanto Laca (2000) apresenta um método acústico que consiste em gravar e analisar os sons de bocados e mastigação. Büchel (2014) propôs o DairyCheck®, um sistema que usa eletrodos, acelerômetros e um coletor de dados.

Sensores de fibra ótica baseados em redes de Bragg foram usados por Pegorini et al. (2015) para classificar padrões de mastigação e obteve precisão de 94%. Os dados foram processados a partir de aprendizagem de máquina usando árvores de decisão e redes neurais.

Campos (2016) apresentou um sistema usando eletrodos para determinar o comportamento ingestivo de ruminantes através da eletromiografia de superfície (sEMG). Neste trabalho foram utilizados eletrodos descartáveis de Ag/AgCl com gel eletrolítico de cloreto de potássio (KCl). Apesar do baixo custo e do desempenho adequado destes eletrodos, a principal desvantagem é a degradação do eletrólito, limitando o tempo de uso. Desta forma, o presente trabalho propõe o desenvolvimento e avaliação de eletrodos que não façam uso de gel condutivo, visando garantir um tempo de vida útil prologado e possibilitar a reutilização destes eletrodos, além do monitoramento de longo prazo.

## 1.1 OBJETIVOS

Esta seção apresenta o objetivo geral e os objetivos específicos que se almeja alcançar ao desenvolver este projeto.

### 1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver um eletrodo para a aquisição de sinais de eletromiografia (EMG) oriundos de músculos da mastigação de ruminantes e realizar uma análise quantitativa

---

<sup>1</sup> O rúmen é um dos pré-estômagos de ruminantes, onde ocorre a fermentação dos alimentos volumosos (BERCHIELLI; PIRES; OLIVEIRA, 2006).

comparativa de qualidade entre os sinais obtidos pelo eletrodo proposto e por eletrodos de Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl), bem como avaliar o impacto na classificação de padrões de mastigação em animais.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver a instrumentação necessária para o eletrodo proposto;
- Elaborar diferentes topologias para o arranjo da matriz de contatos secos;
- Elaborar procedimento experimental com um animal;
- Realizar testes em campo;
- Realizar a análise comparativa entre os sinais de sEMG obtidos pelo eletrodo proposto e por eletrodos de Ag/AgCl;
- Realizar a análise do impacto na classificação de padrões de mastigação com o uso do eletrodo proposto.

## 1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho é composto de seis capítulos, sendo a introdução o primeiro deles. O capítulo 2 engloba o estado da arte no desenvolvimento de eletrodos. Uma revisão da literatura acerca deste tema é apresentada, finalizando com um quadro comparativo dos principais trabalhos desenvolvidos. O capítulo 3 apresenta os conceitos importantes para compor a solução final, dentre eles os métodos atualmente empregados para investigar o comportamento ingestivo, a interface do eletrodo com a pele, o amplificador de instrumentação que é o coração de qualquer sistema de aquisição de biopotenciais e por fim, as técnicas de processamento e extração de características. O capítulo 4 apresenta os materiais usados e a metodologia que aborda o procedimento adotado para experimentos em animais e em humanos, assim como as etapas de instrumentação, aquisição e processamento dos dados. O capítulo 5 contém os resultados divididos em experimentos com animais e em humanos. Este capítulo apresenta o comparativo entre os eletrodos desenvolvidos, uma análise de interferência e resultados de testes preliminares que apontam novas oportunidades para o uso de eletrodos metálicos. Finalmente, o capítulo 6 apresenta as conclusões finais do trabalho desenvolvido.

## 2 ESTADO DA ARTE

Sinais eletromiográficos de superfície são sinais elétricos associados a contrações musculares, sendo amplamente utilizados para investigar doenças ou comportamentos relacionados aos músculos (LAFERRIERE; LEMAIRE; CHAN, 2011). Os eletrodos de superfície são componentes fundamentais na captura dos sinais fisiológicos, sendo a interface entre a pele e o circuito eletrônico (YOO; YOO, 2011). Tem o objetivo de converter o potencial bioelétrico em um sinal elétrico que será conduzido por fios até o circuito de instrumentação eletrônica, em um processo denominado transdução de sinal (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Nesta seção serão abordados os diversos tipos de eletrodos de superfície sugeridos na literatura e as particularidades de cada aplicação, auxiliando na escolha do que melhor se adapta as necessidades deste trabalho.

### 2.1 ELETRODOS DE GEL

Eletrodos de Ag/AgCl ou eletrodos de gel são tipicamente usados para a aquisição de sinais fisiológicos, sendo amplamente estudados e bem caracterizados nas últimas décadas (CHI; JUNG; CAUWENBERGHS, 2010). Por esse motivo, novos eletrodos desenvolvidos para a aquisição biopotenciais devem ser comparados com os convencionais de Ag/AgCl (LOPEZ-GORDO; SANCHEZ-MORILLO; VALLE, 2014).

Eletrodos de gel se baseiam em gel eletrolítico para estabelecer o contato com a pele. O eletrólito apresenta alta condutibilidade, permitindo uma aquisição de alta qualidade com baixa interferência por artefatos de movimento (LE; HAN; HOANG, 2016).

Embora amplamente utilizados, os eletrodos de gel apresentam desvantagens consideráveis, como irritação e a necessidade de preparação da pele (SEARLE; KIRKUP, 2000). Além disso, os eletrodos de Ag/AgCl perdem algumas de suas características depois de um longo período de tempo devido a evaporação do gel eletrolítico (PRUTCHI; NORRIS, 2005). Além disso, estudos mostram que sua impedância deteriora de 5 k $\Omega$  para 15 k $\Omega$  em um período de 5 horas (LIN, *et al.*, 2011).

Em aplicações envolvendo animais, a preparação da pele e degradação do eletrólito apresentam uma limitação para monitoramentos de longo prazo e em grande escala, devido à dificuldade e demora em manejar o animal durante tricotomia e inviabilidade de realizar trocas constantes dos eletrodos. Outra desvantagem é a dificuldade na fixação do eletrodo em razão



das características da pele do animal.

## 2.2 ELETRODOS SECOS

Eletrodos secos são definidos como aqueles que não necessitam de gel condutivo para realizar a aquisição de biopotenciais, podendo ser colocados diretamente na superfície do músculo de interesse ou no crânio sem preparação da pele (LEE; SHIN; LEE, 2015). Apresentam vantagens consideráveis para aplicações de longo prazo, sendo compostos unicamente por um material condutivo em contato com a pele, tal como um disco metálico (CHI; JUNG; CAUWENBERGHS, 2010). Entretanto, apresentam alta impedância eletrodo-pele e maior susceptibilidade a artefatos de movimento (LAFERRIERE; LEMAIRE; CHAN, 2011). Por essa razão, várias técnicas foram desenvolvidas visando melhorias no desempenho dos eletrodos secos, originando variações quanto ao material utilizado, a natureza do contato e a instrumentação eletroeletrônica.

A usabilidade e o desempenho de eletrodos secos podem ser avaliados em duas categorias. A primeira está relacionada ao conforto, já que estarão em contato direto com a pele e provavelmente por longos períodos de tempo. A segunda está relacionada à qualidade do sinal em função do ruído e da sensibilidade aos artefatos de movimento (CHI; JUNG; CAUWENBERGHS, 2010). As seções seguintes abordam os eletrodos propostos na literatura com relação às topologias, materiais utilizados e eletrônica envolvida.

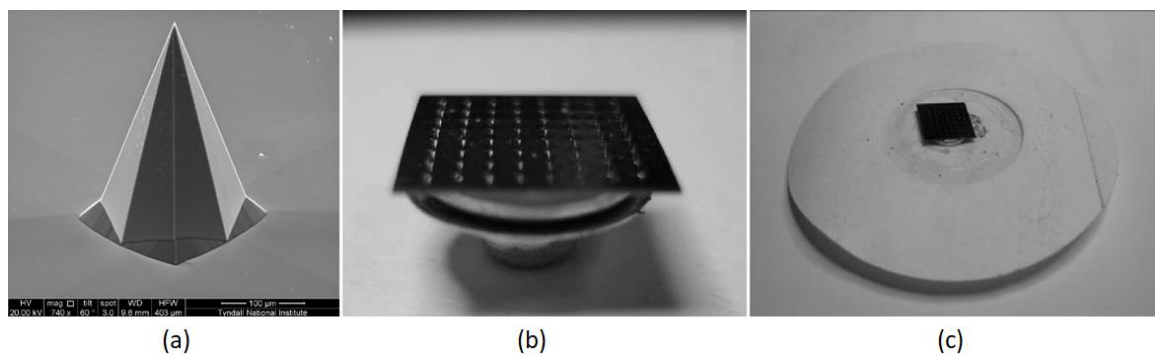
### 2.2.1 MATERIAIS E TOPOLOGIAS

Eletrodos secos eliminam a necessidade de gel condutivo, mas sofrem com o aumento da impedância da interface com a pele que varia em função do material, tamanho e topologia utilizada (SEARLE; KIRKUP, 2000). Podem ser divididos entre eletrodos de pinos na escala de nanômetros, micrômetros e milímetros, de placa metálica, capacitivos e sem contato, além de outras abordagens heterogêneas (LOPEZ-GORDO; SANCHEZ-MORILLO; VALLE, 2014).

O princípio de funcionamento dos eletrodos de nano e micro agulhas é a capacidade

de passar do estrato córneo<sup>2</sup>, ganhando acesso a camadas internas da pele com baixa impedância, caracterizando uma abordagem semi-invasiva com custo de produção relativamente alto (HUANG, *et al.*, 2015). Nesses casos, o tamanho dos pinos, pode ser um fator chave, porque determina a fragilidade do eletrodo que pode levar a quebra de pinos causando diferença na impedância e possíveis infecções (LOPEZ-GORDO; SANCHEZ-MORILLO; VALLE, 2014).

Com o objetivo de evitar a quebra dos pinos, matrizes de micro agulhas (300  $\mu\text{m}$  de altura) no formato de pirâmides foram construídas em conectores do tipo *snap*, resultando em uma área de contato menor que 10  $\text{mm}^2$ . Após a aquisição de sinais de ECG, EMG e EEG, nenhuma quebra foi relatada e a impedância alcançada por esses eletrodos variou de 2  $\text{M}\Omega$  no início do posicionamento para 13  $\text{K}\Omega$  após o efetivo alcance das agulhas em camadas mais profundas da pele (FORVI, *et al.*, 2012). As duas versões propostas, uma para EEG e outra para ECG e EMG são exibidas na Figura 1.



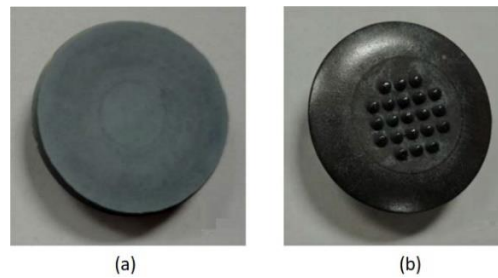
**Figura 1 - Eletrodos com micro pinos (a) pino único em formato de pirâmide (b) Eletrodo proposto para EEG (c) Eletrodo proposto para ECG e EMG**  
**Fonte: Forvi et al. (2012, p. 179).**

Mesmo com promissores resultados na escala de micrometros, estudos anteriores mostraram que para locais onde há a presença de pelos ou cabelos, eletrodos baseados em micro agulhas (250  $\mu\text{m}$  de altura) não foram suficientemente longos para alcançar o estrato córneo ou até mesmo camadas superiores da pele (CHIOU, *et al.*, 2006).

Dois eletrodos flexíveis foram comparados por Laferriere (2011) e são exibidos na Figura 2. O primeiro, desenvolvido pelo Instituto *Fraunhofer* de Engenharia Biomédica, possui nano partículas condutoras na superfície do eletrodo de 20 mm de diâmetro. O segundo, com 25 mm de diâmetro, foi desenvolvido pela *Orbital Research* e é constituído de microestruturas

<sup>2</sup> O estrato córneo é a camada mais externa da epiderme. As células que compõe o estrato córneo estão sendo substituídas por novas constantemente, e oferecem proteção ao organismo contra agentes externos (WEBSTER, 2010).

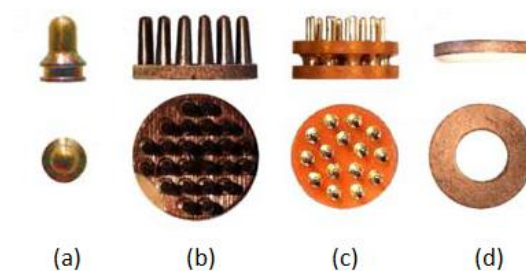
que visam diminuir a impedância entre eletrodo e pele.



**Figura 2 - Eletrodos flexíveis (a) Eletrodos do Instituto Fraunhofer de Engenharia Biomédica (b) Eletrodos da Orbital Research**  
**Fonte: Laferriere et al. (2011, p. 3260).**

De acordo com Laferriere (2011), o sinal de EMG foi avaliado durante atividades de repouso, contrações leves, contrações isométricas, pulando e andando. Entre cada uma das atividades, a impedância dos eletrodos foi medida, sendo que o valor inicial foi limitado a medida máxima de 200 k $\Omega$  e a impedância ao final do experimento foi na ordem de dezenas de k $\Omega$ . Entretanto, a correlação entre impedância e nível de ruído não foi suficientemente alta para comprovar uma relação direta, contradizendo estudos anteriores. O estudo sugere que outros fatores devem ser levados em consideração quanto a influência no nível de ruído, como o acoplamento capacitivo e as interferências eletromagnéticas. Além disso, foram relatadas variações na impedância dos eletrodos a medida que pressão era aplicada, enfatizando a importância do bom contato entre a pele e o transdutor. Os resultados obtidos durante 5 minutos de repouso sugerem um tempo de assentamento ainda maior, devido a redução da impedância ao longo deste tempo. Estudos posteriores sugerem que o tempo para estabilização da impedância do eletrodo seco está entre 10 e 15 min (YOO; YOO, 2011).

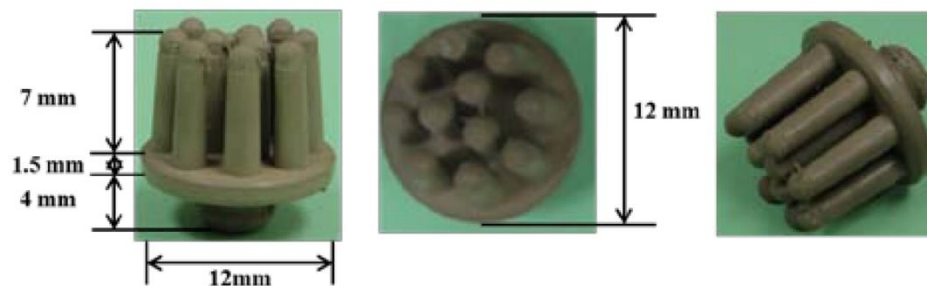
Na escala de milímetros, Fiedler et al. (2014) obteve sucesso com 3 diferentes configurações de eletrodos de pinos e um de placa metálica como mostra a Figura 3.



**Figura 3 - Configurações de eletrodos secos. (a) Eletrodo de pino único de titânio, (b) eletrodo multi-pino de poliuretano, (c) eletrodo multi-pino de ouro e (d) eletrodo em anel de Ag/AgCl**  
**Fonte: Fiedler et al. (2014, p. 34).**

No trabalho de Fiedler et. al (2014), a altura dos pinos varia de 2,5 mm a 6 mm e os resultados obtidos sugerem impedâncias na ordem de  $k\Omega$ , sendo que os eletrodos de pinos de ouro exibiram os menores valores, seguido do pino de titânio e do poliuretano (FIEDLER, *et al.*, 2014).

No mesmo ano, eletrodos na escala de milímetros foram avaliados por Yu et al. (2014) quanto a penetração no cabelo e obtiveram baixas impedâncias. Os eletrodos foram confeccionados sob uma base flexível, sendo compostos por uma matriz de pinos de 7 mm de altura e usados para aquisição de sinais de EEG, como mostra a Figura 4. O formato flexível permite a adequação dos pinos a superfície irregular da cabeça, alcançando uma impedância resultante de  $10 k\Omega$  (YU, *et al.*, 2014).



**Figura 4 - Dimensões do eletrodo flexível com pinos na ordem de milímetros**  
 Fonte: Yu et al. (2014, p. 2).

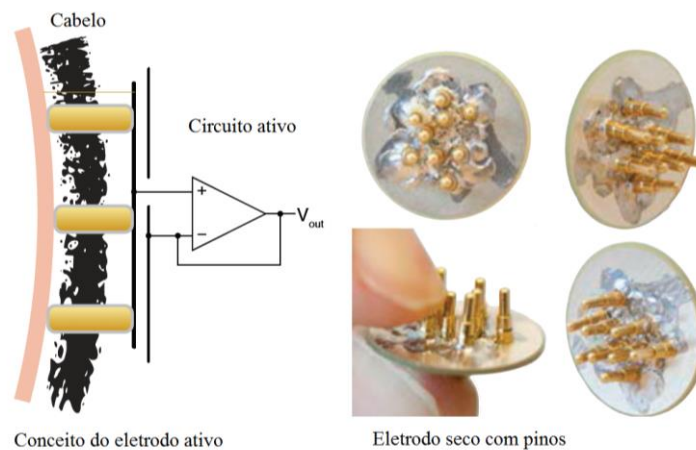
Com o objetivo de eliminar o problema de contato entre o transdutor e a pele, eletrodos capacitivos e sem contato foram propostos. A desvantagem é o grande aumento na impedância em relação aos eletrodos de contato, o que exige uma alta impedância de entrada do circuito de instrumentação, aumentando o custo e a complexidade. O sistema de aquisição para estes eletrodos, cuja impedância está em torno de  $1 G\Omega$ , é ainda um desafio considerando a impedância de entrada dos amplificadores comercialmente disponíveis. Essa limitação inspirou o desenvolvimento de circuitos de aquisição com impedância de entrada de até  $50 T\Omega$ . Já os artefatos de movimento causados pela movimentação do eletrodo em relação a pele, continuam sendo uma dificuldade encontrada nesse tipo de abordagem (CHI; MAIER; CAUWENBERGHS, 2011).

## 2.2.2 CONDICIONAMENTO DO SINAL

Eletrodos secos são mais suscetíveis a distúrbios gerados por artefatos de movimento e pelas linhas de transmissão de energia elétrica. Para minimizar tais efeitos, circuitos de pré-amplificação foram propostos, caracterizando os denominados eletrodos ativos (KANG et al., 2008). O objetivo é diminuir o comprimento da conexão entre a fonte do sinal de alta impedância e circuito de instrumentação (VANRIJN, *et al.*, 1996). Embora o circuito de pré-amplificação seja um fator importante na aquisição do sinal de sEMG, a interface eletrodo-pele é o que mais influencia na qualidade do sinal, já que pode ser um empecilho para sua aquisição (GANDHI, *et al.*, 2011).

A abordagem comumente utilizada para melhorar a aquisição de sinais por eletrodos secos se baseia em um amplificador na configuração *buffer* que atua como um conversor de impedância (MERRITT; NAGLE; GRANT, 2009). A baixa impedância de saída do eletrodo ativo, diminui sinais de interferência e artefatos de movimento provindo dos cabos e da interface eletrodo-pele, podendo eliminar o uso da blindagem nos cabos e reduzir o custo final (VANRIJN, *et al.*, 1996). Algumas configurações conferem uma amplificação no sinal por um fator de 10 ou mais antes de ser transmitido à unidade de instrumentação e aquisição de sinais. Dessa forma, os efeitos de interferências externas são consideravelmente reduzidos já que a amplitude de saída do sinal é maior que a amplitude do ruído, ou seja, a relação sinal-ruído ou SNR (*Signal-to-Noise Ratio*) é maior quando comparada com o uso de um amplificador com ganho unitário (KAMEN; GABRIEL, 2010).

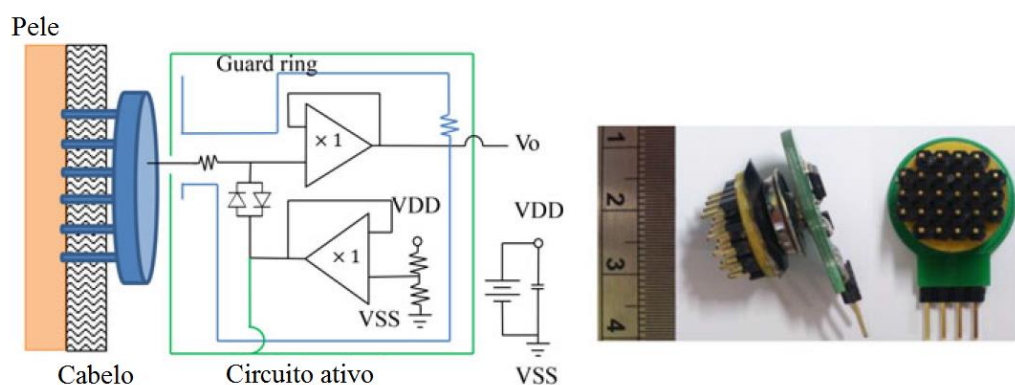
Chi (2011) comparou eletrodos de Ag/AgCl com eletrodos de pinos retráteis ou SLP (*Spring-Loaded Pins*) com um amplificador operacional na configuração de *buffer* com ganho unitário, como mostra a Figura 5.



**Figura 5 – Eletrodo ativo de pinos retráteis baseado em *buffer***  
**Fonte: Chi (2011, p.122).**

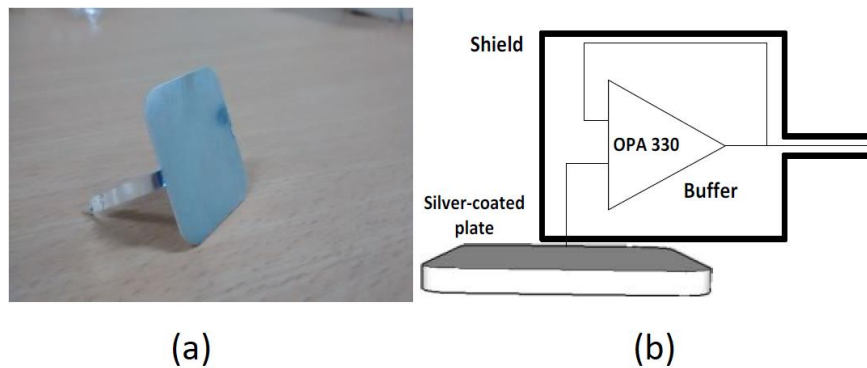
Os pinos entram em contato direto com o couro cabeludo, se infiltrando pelos cabelos. O circuito proposto quando usado em conjunto com os cabos blindados reduz drasticamente os efeitos das interferências externas. Os resultados obtidos demonstraram a alta qualidade do sinal obtido através do eletrodo ativo em comparação com o eletrodo convencional Ag/AgCl (CHI, 2011).

Huang et al. (2015) propõe um eletrodo ativo com o propósito de ser usado em aplicações que exigem o posicionamento em locais com cabelo. Eletrodos em formato de matriz de pinos foram desenvolvidos como mostra a Figura 6, permitindo a aquisição sinais de EEG com eficiência comparável aos convencionais. O circuito ativo tem como objetivo reduzir a atenuação do sinal e deslocamento de fase, aumentando a razão de rejeição de modo comum ou CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*).



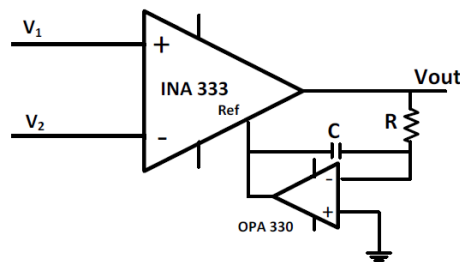
**Figura 6 - Eletrodo ativo multi-pino para aplicações que exigem o posicionamento em superfícies com pelos**  
**Fonte: Adaptado de Huang et al. (2015, p. 257).**

Comparações recentes entre eletrodos de placa metálica passivos e ativos revelou que a versão passiva apresenta 55% a mais de ruído durante a aquisição de sinais de ECG em repouso. A versão ativa usada no estudo é composta de um *buffer* conectado diretamente ao eletrodo seco, como mostra a Figura 7 (LE; HAN; HOANG, 2016).



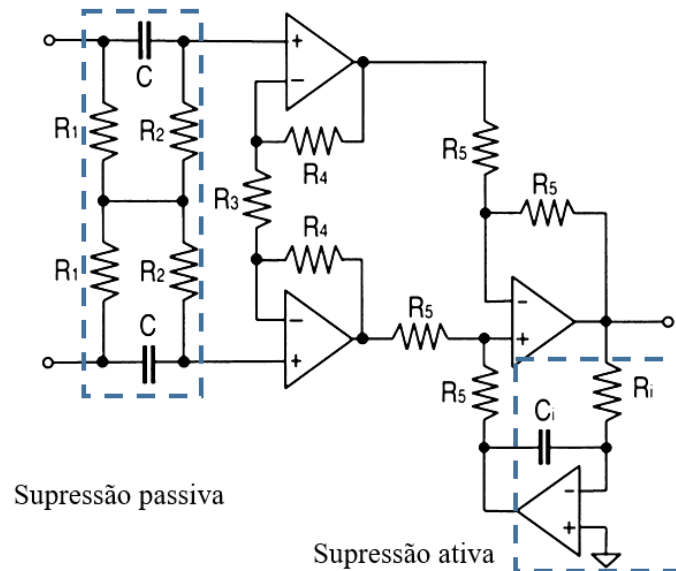
**Figura 7 - Circuito ativo (a) Placa revestida em prata (b) Circuito ativo usando um amplificador na configuração buffer**  
 Fonte: Le, Han e Hoang (2016, p. 272).

Para evitar a saturação do amplificador de instrumentação devido a diferença de impedância entre os eletrodos, um circuito para supressão de sinais DC foi acrescentado ao amplificador diferencial, como mostra a Figura 8.



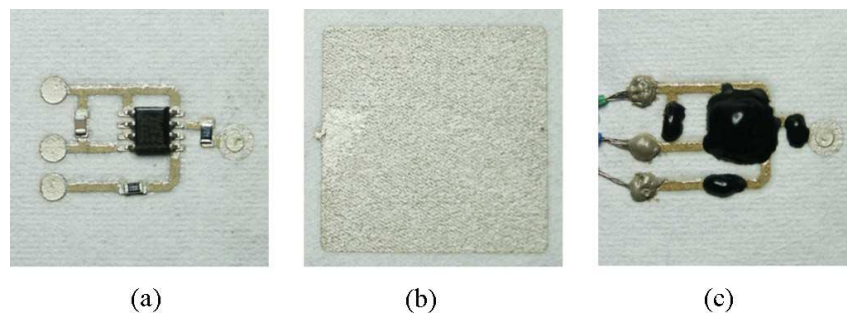
**Figura 8 - Amplificador diferencial com supressão DC**  
 Fonte: Le, Han e Hoang (2016, p. 273).

Essa abordagem foi sugerida inicialmente por Spinelli, Pallàs-Areny e Mayosky (2003) em um circuito *front-end* composto de duas etapas de supressão DC, sendo uma passiva e outra ativa como mostra a Figura 9.



**Figura 9 - Circuito de aquisição com dois estágios de supressão DC**  
**Fonte: Spinelli, Pallàs-Areny e Mayosky (2016, p. 273).**

Uma variação deste circuito foi implementada em conjunto com eletrodos ativos baseados em não tecidos, produzido pela impressão do circuito diretamente sob materiais não tecidos, como mostra a Figura 10 (KANG, *et al.*, 2008).



**Figura 10 - Eletrodos baseados em não tecido (a) Circuito impresso em não tecido**  
**(b) Transdutor (c) Circuito encapsulado com conexões externas**  
**Fonte: Kang et. al (2008, p. 192).**

O transdutor da solução proposta por Kang et. al (2008) se baseia em um não tecido revestido de tinta de poliuretano com prata. A mesma tinta é usada para desenhar as trilhas de conexão dos componentes. A versão de protótipo obtida se revelou mais robusta do que a versão impressa, já que a última apresentou quebra das trilhas quando o eletrodo era pressionado na tentativa de melhorar o contato. Eletrodos baseados em não tecidos, embora viáveis, podem não ser resistentes o suficiente para algumas aplicações. Além disso, apresentam variação no contato, e por consequência de impedância, devido a elasticidade do tecido usado e fixação



insatisfatória dos componentes eletrônicos.

Algumas melhorias foram sugeridas posteriormente, visando aumentar a robustez do eletrodo. Para isso, duas versões foram testadas, sendo a primeira com o circuito diretamente impresso sobre o material e a segunda usando uma placa com o circuito ativo reduzido que seria posteriormente fixado ao não-tecido. Para testar a durabilidade, os eletrodos foram lavados 5 vezes e testados novamente. A versão com circuito diretamente impresso no tecido apresentou rompimento das trilhas enquanto a versão com uma placa de interface não apresentou mudanças após as lavagens (MERRITT; NAGLE; GRANT, 2009).

### 2.2.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diversos estudos foram desenvolvidos nas últimas décadas relacionados aos eletrodos secos e ativos. A grande maioria destes estudos se concentram em aplicações de EEG e em sistemas vestíveis de ECG. Para auxiliar a comparação, alguns aspectos considerados relevantes para avaliação de eletrodos em aplicações de EEG foram sugeridos por Lopez-Gordo, Sanchez-Morillo e Valle (2014) e adaptados neste trabalho para aplicações de sEMG. As características foram agrupadas em categorias considerando os aspectos mecânicos, elétricos e o procedimento de avaliação e são exibidas no Quadro 1.

<b>Quadro 1 – Descrição das principais características avaliadas em eletrodos para sEMG</b>	
<b>Categoria</b>	<b>Descrição</b>
Aspectos Mecânicos	Princípio: princípio físico (matriz de pinos, placa metálica, flexível) e material (ouro, prata, revestimento, tinta condutora); Dimensões: tamanho total do eletrodo; Contato: área de contato efetiva do eletrodo com a pele; Fixação: forma de fixação do eletrodo (faixa elástica, cabresto, superfície adesiva).
Aspectos Elétricos	Ativo: Sim/Não; EA: Topologia do circuito ativo ( <i>buffer</i> , pré-amplificador); CA: Circuito de instrumentação e aquisição (amplificador de instrumentação usado, filtros ativos e passivos, supressão DC); IMP: Impedância eletrodo pele com relação ao tempo ou frequência; BP: Limitação da banda de passagem do sinal; Fs: Frequência de amostragem do sinal.
Procedimento de Avaliação	Sinal: Tipo de aquisição ( <i>In vivo</i> , <i>Ex vivo</i> , simulação, sinal de teste gerado); AP: Aplicação do estudo (sistema de monitoramento de ECG, avaliação de movimentos mastigatórios, monitoramento de longo prazo); PO: Procedimento seguido na avaliação quanto aos indivíduos que participaram dos testes e a forma como os testes foram conduzidos; ATR: Atributos extraídos (SNR, SAR, IEMG, PSD, FFT, amplitude máxima, correlação); AVL: Forma de Avaliação (comparação visual, comparação com eletrodos de gel).

**Fonte: Autoria própria.**

Os estudos avaliados neste trabalho e considerados mais relevantes são apresentados no Quadro 2 de acordo com os aspectos previamente descritos.

**Quadro 2 – Características avaliadas em estudo publicados**

Artigo	Mecânicos	Elétricos	Avaliação
<b>Kang 2008</b>	<b>Eletrodo:</b> baseado em não-tecido sem elasticidade (Evolon) revestido por tinta de polímero com prata <b>Dimensões:</b> 3 cm x 3 cm para o protótipo e 2,5 cm x 2,5 cm para versão final <b>Fixação:</b> cinto elástico no peito	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> <i>Buffer</i> (TLC272) <b>CA:</b> Pré-amplificação G<10 + Filtro passa-alta + Amplificador de instrumentação + RLD + integrador para supressão DC + Filtro passa-baixa + Microcontrolador (ADC) + Memória flash. Nenhuma blindagem nos cabos foi usada <b>Fs:</b> 250 Hz	<b>Sinal:</b> ECG In Vivo <b>APL:</b> Eletrodos confortáveis que minimizam a interferência dos movimentos do corpo em atividades cotidianas para o uso em sistemas de monitoramento de saúde vestíveis <b>PO:</b> (a) 40s de aquisição com o indivíduo sentado em repouso (b) 40s de corrida leve <b>ATR:</b> FFT <b>AVL:</b> comparação visual entre eletrodo seco e ativo
<b>Merritt 2009</b>	<b>Eletrodo:</b> Baseado em material não tecido sem elasticidade (Evolon). O transdutor é feito de borracha de carbono. Para o RLD, o eletrodo de Ag/AgCl foi usado <b>Dimensões:</b> (1) 20 mm x 13 mm (2) 11,6 mm x 11,6 mm <b>Fixação:</b> cinto elástico	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> (1) <i>Buffer</i> diretamente impresso no tecido (TLC272) (2) <i>Buffer</i> em PCB com tamanho reduzido <b>CA:</b> Acoplamento AC + IA OPA333 com ganho 393 com integrador para supressão DC + Passa Baixa + RLD. O sinal foi digitalizado por ADC 10 bits MSP430F2274. Cabos blindados foram utilizados <b>BP:</b> 0,04 Hz – 150 Hz <b>Fs:</b> 1 kHz.	<b>Sinal:</b> ECG In vivo <b>APL:</b> eletrodos duráveis e confiáveis para uso em sistemas de monitoramento vestíveis <b>PO:</b> Estabilização dos eletrodos por 30 minutos. Aquisição do sinal durante 5 minutos com o indivíduo sentado e 5 minutos com corrida leve sem sair do lugar. Um segundo teste envolveu lavar os eletrodos 5 vezes e aplicar um sinal senoidal para testar a durabilidade <b>ATR:</b> Densidade espectral de potência <b>AVL:</b> comportamento do sinal com relação a tempo e frequência. Comparação com eletrodos gel e eletrodos passivos de borracha de carbono com cabos blindados
<b>Yoo 2011</b>	<b>Eletrodo:</b> Placa de prata fixada em tecido com uso de pó de cobre, ferro ou tungstênio <b>Dimensões:</b> 2 -10 cm <sup>2</sup> <b>Fixação:</b> punho a ar com manômetro	<b>Ativo:</b> Não <b>IMP:</b> 100k – 1 MΩ (DC) 30 k – 200 kΩ (100 Hz)	<b>Sinal:</b> EMG In vivo <b>APL:</b> Aquisição de sinais biológicos de longo prazo <b>ATR:</b> Impedância com relação a tempo e pressão <b>AVL:</b> Avaliação de impedância e sensibilidade a artefatos de movimento
<b>Laffiere 2011</b>	<b>Eletrodo:</b> Placa metálica (IBMT) e matriz de pinos (Orbital <i>Research</i> ) <b>Dimensões:</b> IBMT – 20mm de diâmetro Orbital <i>Research</i> – 25 mm de diâmetro <b>Fixação:</b> Manga elástica	<b>Ativo:</b> Não <b>CA:</b> AD524 e OP27 com ganho 10000 <b>IMP:</b> 30 – 200 kΩ	<b>Sinal:</b> EMG In vivo <b>PO:</b> (a) Em repouso – aquisição 5-6s a cada minuto durante 5min (b) Contração leve a cada 5 segundos (c) 10 contrações isométricas

			de 5s a cada 3s (d) 10 pulos, 1 a cada 10 segundos. (e) 10 caminhadas de 8m Impedância medida em todas as etapas e com descanso entre cada etapa para evitar fadiga <b>ATR:</b> RMS de 2s durante repouso. MAV em contração leve com RMS nos intervalos de repouso para medir SNR. Potência determinada pela área sob o envelope da curva usando integração numérica trapezoidal <b>AVL:</b> Comparação com Ag/AgCl
<b>Gandhi 2011</b>	<b>Eletrodo:</b> seco e sem contato. Materiais: HASL, Latex, tecido de prata, máscara de solda, e algodão <b>Fixação:</b> bandana elástica	<b>Ativo:</b> Não <b>CA:</b> Dispositivo de bioinstrumentação wireless com ganho 50 dB e ADC 12 bits <b>IMP:</b> HASL: 6 M $\Omega$ Latex 100 M $\Omega$ Tecido de prata: 40 M $\Omega$ Máscara de solda: 1,5 G $\Omega$ Algodão: 1 G $\Omega$ <b>BP:</b> 0,5 – 100 Hz	<b>Sinal:</b> ECG In vivo <b>PO:</b> (a) contração nominal a cada 6 minutos para medir ruído (b) Aquisição ECG por 3 segundos com eletrodo gel e com o testado simultaneamente <b>AVL:</b> Comparação com Ag/AgCl.
<b>Fiedler 2014</b>	<b>Eletrodo:</b> Pino de titânio e matriz de pinos de poliuretano e ouro <b>Dimensões:</b> pino 1.5mm diâmetro e 2.5mm de altura. matriz poliuretano: 1.5mm diâmetro e 6mm de altura. ouro: 0.5mm de diâmetro e 3mm de altura <b>Área de contato:</b> Pino de titânio: 3.5 mm <sup>2</sup> Poliuretano: 85.1 mm <sup>2</sup> Ouro: 6 mm <sup>2</sup> <b>Fixação:</b> touca de tecido	<b>Ativo:</b> Não <b>CA:</b> Refa (comercial) <b>IMP:</b> Pino de titânio: 271 k $\Omega$ Poliuretano: 250 k $\Omega$ Ouro: 208 k $\Omega$ <b>Fs:</b> 512 Hz	<b>Sinal:</b> EEG In vivo <b>PO:</b> Em repouso, atividade alpha e potencial visual evocado. Avaliação simultânea dos 4 eletrodos <b>ATR:</b> RMS e coeficientes de correlação correspondente a 30 s de dados <b>AVL:</b> Comparação com Ag/Ag/Cl
<b>Lee 2015</b>	<b>Eletrodo:</b> Matriz de pinos (6 pinos) de ouro	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> Buffer <b>CA:</b> ADS1299 com ganho de 24 e MSP430F5529 <b>BP:</b> 0 – 40 Hz <b>Fs:</b> 250 Hz	<b>Sinal:</b> EEG In vivo <b>AP:</b> Aquisição de EEG <b>PO:</b> Aquisição durante 11 segundos <b>ATR:</b> Média móvel (20 pontos) e FFT <b>AVL:</b> Comparação com Ag/AgCl
<b>Le 2016</b>	<b>Eletrodo:</b> Placa revestida de prata <b>Dimensões:</b> 1,4 cm x 7,8 cm x 4,5 cm	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> Buffer com ganho unitário <b>CA:</b> INA333 + Compensação DC com OPA330 + A/D 10 bits MSP430 com ganho 500 <b>BP:</b> 0,05-100 Hz <b>Fs:</b> 1 kHz	<b>Sinal:</b> ECG In vivo <b>AP:</b> Sistema de monitoramento portátil de baixo custo e longo prazo para ECG <b>PO:</b> (a) Aquisição simultânea de ECG com o sistema proposto e o sistema comercial

			(b) Detecção com eletrodos passivos e ativos simultaneamente durante 1 minuto em posição estática. 5 repetições por pessoa com 5 minutos de repouso entre cada aquisição <b>ATR:</b> SNR, correlação, média, desvio padrão e amplitudes características da curva de ECG <b>AVL:</b> Comparação com sistema comercial de ECG e eletrodos Ag/AgCl
<b>Ji 2016</b>	<b>Eletrodo:</b> não informado	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> diferencial com TLV2252ID + Filtro Notch+ AD8422 como amplificador de instrumentação + RLD. Ganho 2000 <b>CA:</b> ADS1299. Cabos não blindados, tanto para a detecção com eletrodos passivos quanto ativos. <b>BP:</b> 0,05 - 200 Hz	<b>Sinal:</b> EMG e ECG In vivo <b>AP:</b> Sinais biológicos menores que 1uV. <b>PO:</b> Detecção de ECG por 5s. Detecção de EMG em repouso por 5s e apertando os pulsos por 4s. Posicionamento dos eletrodos no mesmo ponto. Avaliado em 4 pessoas <b>ATR:</b> SNR e espectro de frequência <b>AVL:</b> Comparação com eletrodos Ag/AgCl
<b>Boehm 2016</b>	<b>Eletrodo:</b> Tecido de prata (99%) condutivo <b>Dimensões:</b> 4 cm x 4 cm <b>Fixação:</b> Eletrodo seco no interior da camisa e circuito ativo preso por <i>snap</i> por fora	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> <i>Buffer</i> OPA129U <b>CA:</b> ADS1298 + RLD. Transferência para cartão SD <b>Fs:</b> 500 Hz	<b>Sinal:</b> ECG In vivo <b>AP:</b> Monitoramento de sinais cardíacos usando camisa <b>PO:</b> Aquisição de 5 minutos em 3 pessoas, sendo os testes: deitado, sentado e andando <b>ATR:</b> Correlação para as curvas características de sinais de ECG (T, P, Q, R e S) <b>AVL:</b> Equipamento comercial <i>Holter</i> ECG
<b>Guerrero 2016</b>	<b>Princípio:</b> pino padrão de contato revestido de ouro. Para o RLD, eletrodos Ag/AgCl padrão <b>Dimensões:</b> 0.64 mm <sup>2</sup> <b>Fixação:</b> faixa elástica	<b>Ativo:</b> Sim <b>EA:</b> (1) Duplo diferencial com: buffers + amplificador diferencial (OPA4243) com ganho unitário (2) Duplo diferencial com: buffers + amplificador diferencial (OPA4243) com ganho 10 e banda de passagem 16 Hz – 500 Hz. CMRR medido de 86 dB (50 Hz) e 78 dB (100 Hz) e Impedância de entrada de 10 G $\Omega$ <b>CA:</b> ADS1298 + RLD <b>BP:</b> 10 – 600 Hz <b>Fs:</b> 2 kHz	<b>Sinal:</b> EMG In vivo <b>AP:</b> Eletrodos de baixa complexidade com maior capacidade de rejeição de interferências <b>PO:</b> (a) Detecção simultânea do sinal pelos eletrodos. (b) Avaliação da máxima contração voluntária e leves flexões do dedo indicador (c) Aquisição de sinal em músculos próximos para mensuração da rejeição de <i>crosstalk</i> (d) Introdução de ruído de 70Hz senoidal com 1Vpp diretamente nos eletrodos e em seguida, introdução

---

			do ruído no corpo para aquisição
			<b>ATR:</b> Correlação entre os eletrodos e média móvel com janela de 100 ms
			<b>AVL:</b>
			(a) Comparação do eletrodo (1) com duplo diferencial usando 3 IAs (AD623)
			(b) Visualização do sinal captado pelo eletrodo (2)
			(c) Comparação de (2) com bipolar ( <i>buffer</i> ) após processamento
			(d) Comparação de (2) com 3 IA
<b>Moser 2017</b>	<p><b>Eletrodo:</b> (1) barra de prata pura (2) matriz (3x4) de pinos retráteis de latão banhado a níquel e externamente por ouro</p> <p><b>Dimensões:</b> (1) 2,08 cm x 0,1 cm (2) Pinos de 5,7 mm e altura e 0,9 mm de diâmetro na ponta</p> <p><b>Fixação:</b> Faixa elástica</p>	<p><b>Ativo:</b> Não</p> <p><b>CA:</b> ADS1298 com PGA de ganho 6 + MSP432 para amostragem. Cabos blindados foram usados para transmissão do sinal</p> <p><b>BP:</b> 5 – 300 Hz</p> <p><b>Fs:</b> 1 kHz</p>	<p><b>Sinal:</b> EMG In vivo</p> <p><b>Procedimento:</b> repouso durante os primeiros 10 segundos seguido de flexão do braço, mantendo nesta posição até a marca de 20 segundos. Em seguida, o músculo volta a posição de relaxamento (extensão) até a marca de 30 segundos</p> <p><b>ATR:</b> Amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG</p> <p><b>AVL:</b> Comparação com eletrodo Ag/AgCl</p>

---

**Fonte:** Autoria própria.

### 3 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo, os conceitos referentes às várias áreas do conhecimento envolvidas serão abordados. Por se tratar de um trabalho interdisciplinar, a definição destes conceitos permite uma melhor compreensão do trabalho proposto e da importância para área de nutrição animal. No entanto, o foco deste capítulo será em sEMG e na aquisição deste sinal por meio de eletrodos, já que os conceitos envolvidos nesses tópicos impactam nos principais objetivos traçados para este projeto.

#### 3.1 MÉTODOS EXISTENTES PARA ESTIMAR O CONSUMO

As informações referentes ao comportamento ingestivo do animal são a base para definir as ações de manejo que visam otimizar a produção (CARVALHO, et al., 2009). Porém, definir uma metodologia adequada para avaliação pode ser uma tarefa difícil já que o consumo é influenciado por uma série de fatores (BARROS, *et al.*, 2010). O desenvolvimento de tecnologias para o monitoramento ingestivo dos animais permite o aumento da quantidade de informação relevante disponível que pode auxiliar o produtor no gerenciamento do rebanho (FROST, *et al.*, 1997).

Esta seção aborda as técnicas utilizadas para o monitoramento do comportamento ingestivo de ruminantes, desde os métodos clássicos até os métodos que usam sistemas eletrônicos.

##### 3.1.1 Métodos diretos

Métodos diretos seguem o princípio de mensurar a diferença de massa antes e depois do pastejo, por medida no animal ou na pastagem (BARROS, *et al.*, 2010).

A diferença de peso do animal consiste em estimar o consumo em curtos períodos de tempo, pesando o animal antes e depois do pastejo. Os erros presentes neste método estão relacionados à perda por excretas (urina e fezes), alteração no comportamento do animal devido ao uso da bolsa coletora e estimativa incorreta de perdas metabólicas (BARROS, *et al.*, 2010).

A diferença na massa da pastagem consiste em estimar a disponibilidade da pastagem pela diferença em cortes antes depois do pastejo. Os principais erros que podem ser observados

nessa metodologia são os erros de amostragem, o número de amostras colhidas, a taxa de crescimento da forragem quando a metodologia é aplicada em um período superior a dois dias, seletividade do pastejo e pisoteamento (BARROS, *et al.*, 2010).

### 3.1.2 Métodos indiretos

Métodos indiretos procuram estudar variáveis indiretamente relacionadas ao consumo, como a produção fecal, digestibilidade dos animais além de variáveis como o bocado (profundidade, massa, tamanho) e o tempo de pastejo (BARROS, *et al.*, 2010).

Uma das técnicas usadas é a fistula esofágica que consiste na inserção de uma cânula no esôfago do animal que desvia o alimento ingerido para uma bolsa coletora. Este método além de invasivo exige muita manutenção (BERCHIELLI; PIRES; OLIVEIRA, 2006).

A observação visual permanece como a forma mais utilizada para estimar o consumo, por não demandar custo com equipamentos e, se realizada de forma correta proporcionar boa descrição do comportamento ingestivo animal. Exige que um observador acompanhe o processo de ingestão e quantifique o número de bocados e o tempo de mastigação e ruminação. É desejável que este observador tenha familiaridade com o animal, de forma a não causar estresse alterando o comportamento natural do ruminante. A escolha correta do intervalo de tempo para observação é essencial para a confiabilidade dos resultados obtidos, sendo o intervalo de 10 minutos o mais comum na literatura (MEZZALIRA, *et al.*, 2011).

Os métodos indiretos para estimar o CMS não funcionam tão bem na prática quanto na teoria, em razão da quantidade de testes necessários e erros presentes. Por essa razão, sistemas eletrônicos de monitoramento têm sido propostos na tentativa de automatizar o processo. As vantagens em usar sistemas de monitoramento incluem: operações contínuas e não invasivas, grande capacidade de memória e capacidade de detectar mudanças pequenas, mas significativas em padrões de dados complexos, dentre outros (FROST, *et al.*, 1997).

Laca (2000) apresenta um método acústico que consiste em gravar e analisar os sons de bocados e mastigação através de um microfone *wireless* fixado na cabeça do animal. O método tem a vantagem de não afetar o comportamento natural do animal, mas necessita que este se acostume com o equipamento, o que leva em média 2 semanas. O método permite diferenciar entre a apreensão do alimento e a respectiva mastigação, podendo diferenciar entre diversos tipos de alimentos.

Oudshoorn (2013) realizou dois experimentos sob condições diferentes e usou

acelerômetros para estimar o consumo. No primeiro experimento dois acelerômetros biaxial foram fixados no topo do pescoço do animal. Um sensor de temperatura foi usado para a calibração dos acelerômetros. Os dados foram transmitidos por módulos de rádio frequência. No segundo experimento, um acelerômetro triaxial foi posicionado no topo do pescoço e outro acelerômetro triaxial foi posicionado embaixo do pescoço. A aceleração coletada dos experimentos foi usada para calcular o tempo de pastejo. O método proposto foi comparado com observação visual sem conseguir, no entanto, diferenciar entre vários tipos de alimentos.

Büchel (2014) propôs o DairyCheck®, um sistema que usa eletrodos, um acelerômetro triaxial e um coletor de dados para estimar o consumo de ruminantes. O músculo avaliado é o masseter, com os eletrodos posicionados na configuração bipolar. Os dados coletados pelo sistema são transferidos para um *software*, com o objetivo de realizar a análise automática destes dados. O sistema analisa apenas o tempo de pastejo e o tempo de ruminação e foi validado através da observação visual.

Pegorini (2015) usou sensores do tipo redes de Bragg fixadas na mandíbula do animal para coletar os dados referentes ao movimento de mastigação. Os dados foram processados usando redes neurais multicamadas e árvores de decisão. Ensaios com uma arcada dentária foram usados a fim de gerar um conjunto de treinamento baseado no comprimento de onda gerado pelo sensor para cada tipo de alimento. O sistema conseguiu classificar diferentes forrageiras através do classificador obtido com o treinamento. Este método tem a desvantagem de ser invasivo, já que a fibra é anexada ao osso da mandíbula por meio de procedimento cirúrgico.

Campos (2016) apresentou um sistema usando eletrodos para determinar o comportamento ingestivo de ruminantes através da sEMG, validando o método por meio da observação visual. Eletrodos passivos na configuração bipolar foram usados para medir o biopotencial. O módulo de avaliação ADS1298ECG-FE da Texas Instruments foi usado para fazer a aquisição e transmissão dos dados para o computador, onde foi processado a fim de extrair diversos atributos do sinal. Esses atributos foram usados posteriormente para classificar entre mastigação, repouso e contagem de bocados. A desvantagem deste sistema é o uso de eletrodos passivos que demandam preparação da pele para diminuir a sua impedância. Esse processo é demorado e se torna um empecilho para avaliar o comportamento ingestivo em um grande número de animais e por um intervalo de tempo maior que algumas horas, quando o gel eletrolítico começa a evaporar (IOANNIDES; POGHOSYAN; KOSTOPOULOS, 2015).



## 3.2 BIOPOTENCIAIS

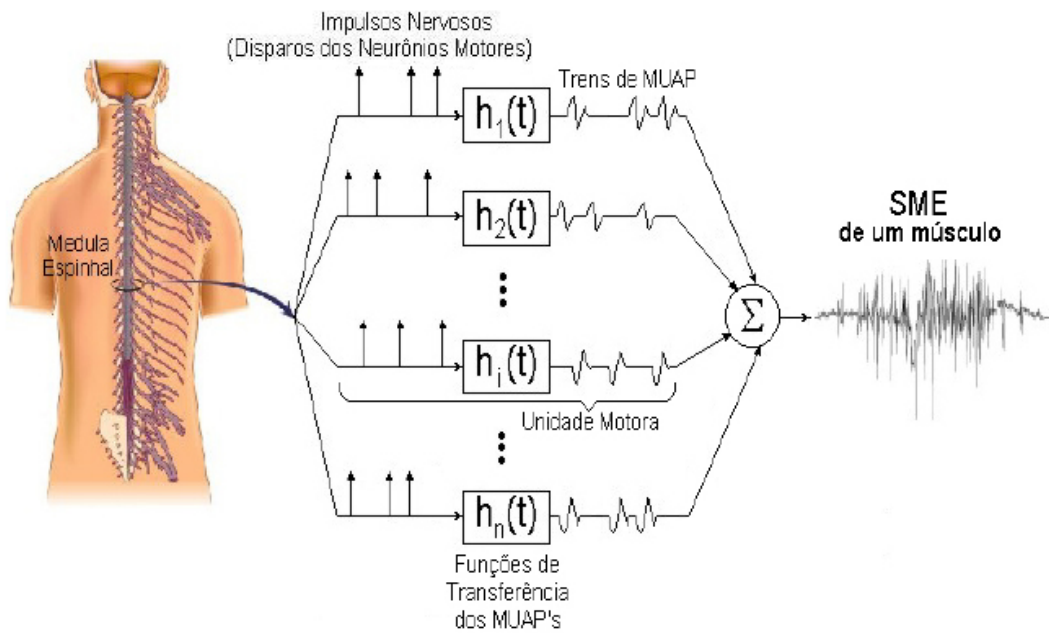
Biopotenciais são produzidos como o resultado de uma atividade eletroquímica de uma certa classe de células que são componentes de nervos, músculos e tecido glandular. Essas células tem a habilidade de conduzir potenciais de ação quando são adequadamente estimuladas, ou apresentarem potencial de repouso quando estáveis (WEBSTER, 2010).

### 3.2.1 Eletromiografia

A unidade motora é a menor unidade muscular controlável e é constituída por um neurônio motor, junções neuromusculares e fibras musculares enervadas por este neurônio. Uma fibra nervosa pode se dividir em centenas de fibras musculares, o que é denominado taxa de inervação. A taxa de inervação determina a força de contração do músculo. Quanto mais fibras são acionadas, maior a força. O número de unidades motoras recrutadas em uma contração muscular controla a força a ser exercida. No início da contração, poucas unidades motoras são utilizadas e à medida que mais força é exigida do músculo, mais unidades motoras são acionadas. O neurônio motor é responsável por enviar um potencial de ação<sup>3</sup> que estimula todas as fibras musculares da sua unidade motora. O potencial de ação da unidade motora ou MUAP (*Muscle Unit Action Potencial*) é, portanto, o resultado da soma dos potenciais de ação de todas as fibras de uma unidade motora. Um eletrodo pode captar o potencial elétrico referente a uma contração muscular se estiver dentro do campo eletromagnético produzido por um MUAP quando este percorre uma fibra muscular (ORTOLAN, 2002). A geração do sinal mioelétrico é representado pela Figura 11.

---

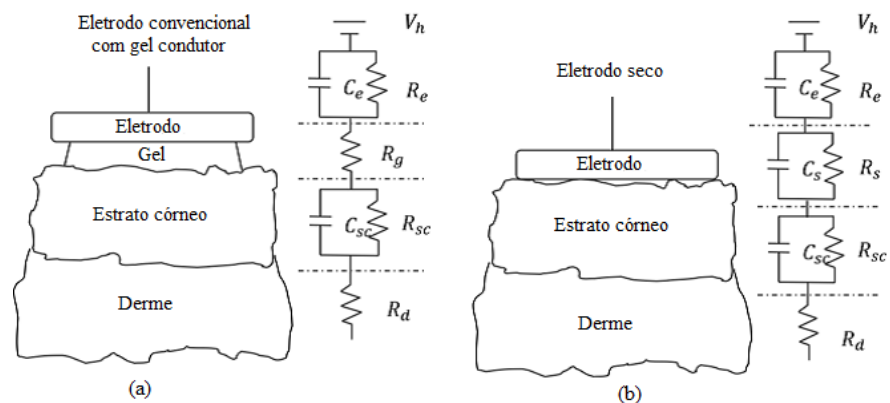
<sup>3</sup> Um potencial de ação é resultante de um fluxo de corrente iônica de ação, originado pela abertura e fechamento de canais de sódio e potássio na membrana celular. Um conjunto de potenciais de ação ou um trem de impulsos elétricos quando aplicados a inervação dos moto-neurônios causa a liberação de neurotransmissores acetilcolina na placa motora e consequente despolarização das células excitáveis dos músculos, o que causará a contração muscular (PRUTCHI; NORRIS, 2005).



**Figura 11 - Geração do sinal mioelétrico (SME) resultado do somatório dos MUAPs de cada unidade motora do músculo**  
**Fonte: Ortolan (2002, p.20).**

### 3.2.2 Modelo elétrico

Os eletrodos passivos são baratos e descartáveis, porém requerem o uso de um gel eletrolítico e preparação da pele, ambos com o objetivo de reduzir a impedância entre o eletrodo e a pele. Com o passar do tempo o gel eletrolítico seca aumentando a sua resistência ( $R_g$ ) como mostra a Figura 12(a). Esse aumento da resistência causa degradação na qualidade do sinal (YOO; YOO, 2011). Essa resistência não está presente nos eletrodos ativos como mostra a Figura 12(b).



**Figura 12 - Modelo da interface eletrodo – pele para um eletrodo (a) de gel e (b) seco**  
**Fonte: Huang (2015, p.257).**

Eletrodos de gel podem ser constituídos de discos metálicos fixados na superfície da pele. São usados com gel eletrolítico que tem o objetivo de diminuir a impedância entre a pele e o eletrodo. Isso é importante porque evita a atenuação do sinal, já que a impedância do eletrodo-pele está em série com a impedância do amplificador diferencial do circuito de instrumentação. É possível ainda, realizar um procedimento de esfoliação para remover a oleosidade e células mortas e tricotomia que consiste na remoção de pelos (ORTOLAN, 2002).

### 3.3 AQUISIÇÃO E INSTRUMENTAÇÃO DE SINAIS DE EMG

O desempenho de eletrodos secos e ativos pode ser avaliado de duas formas. A primeira consiste na qualidade do sinal considerando o ruído e a sensibilidade dos eletrodos ao movimento do músculo. A segunda está relacionada ao conforto do eletrodo, já que estará em contato direto com a pele, geralmente por um longo período de tempo (CHI; JUNG; CAUWENBERGHS, 2010).

Yoo e Yoo (2011) aponta três principais razões para as quais os eletrodos ativos são recomendados para aplicações contínuas de longo prazo:

1. Segurança: O gel eletrolítico usado em eletrodos passivos pode causar irritação na pele e alta impedância de entrada dos eletrodos ativos evita correntes altas fluindo para o corpo.
2. Pouca degradação do sinal: A evaporação do gel eletrolítico ao longo do tempo aumenta a impedância entre o eletrodo e a pele.
3. Conveniência: Eletrodos ativos não necessitam de preparação da pele.

Os requerimentos básicos de *design* para eletrodos de contato seco para EEG são: penetração suficiente no couro cabeludo, biocompatibilidade, estabilidade eletroquímica e qualidade de sinal comparado aos eletrodos passivos padrão (FIEDLER, *et al.*, 2014). Essas especificações também são válidas quando aplicadas ao caso dos animais, que ao invés de couro cabeludo possuem pelos.

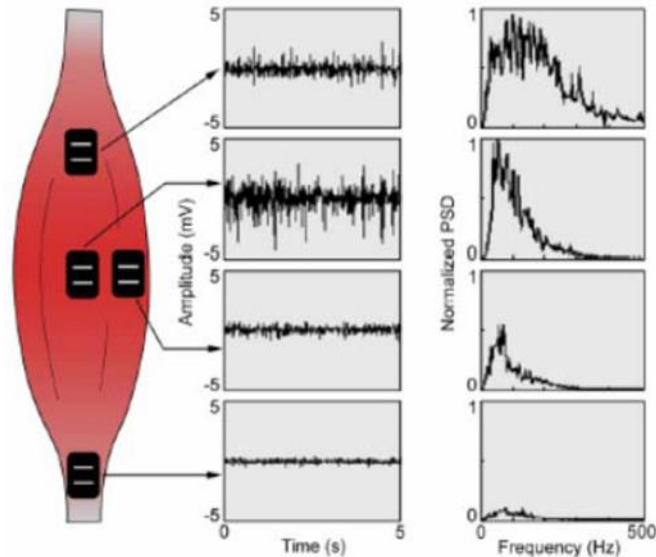
### 3.3.1 LOCALIZAÇÃO E POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS

Algumas considerações quanto a geometria dos eletrodos são observadas por De Luca (2002):

1. Relação sinal-ruído: Muitas técnicas podem ser empregadas para tornar a amplitude do sinal maior que a amplitude do ruído. A amplitude do sinal EMG é diretamente proporcional à distância entre os eletrodos. Quanto maior a distância, maior o sinal. A distância dos eletrodos, no entanto, deve levar em consideração o tamanho do músculo e a presença de músculos vizinhos na região. Além disso, qualquer técnica que tenha por objetivo reduzir a impedância entre a pele e o eletrodo também contribui para aumentar a relação sinal-ruído, seja usando eletrodos ativos com circuito de pré-amplificação ou passivos com gel eletrolítico.
2. Largura de banda: A largura de banda do sinal EMG é afetada pelo espaçamento entre as superfícies de detecção (eletrodos) e a velocidade de condução dos potenciais de ação ao longo da fibra muscular. Se duas superfícies de detecção estão posicionadas paralelamente as fibras musculares, a forma de onda do potencial de ação vai atingir uma das superfícies primeiro que a outra. Para uma velocidade de condução de 4 m/s e distância de 1 cm entre as superfícies de detecção, a frequência de passagem será 200 Hz e o ponto nulo em 400 Hz. Essa banda de passagem é o suficiente para captar todo o espectro de frequência do sinal EMG.
3. Tamanho do músculo: O tamanho do musculo não precisa ser grande, já que as fibras musculares da unidade motora estão distribuídas através da maior parte. A quantidade de unidades motoras captadas influencia na amplitude do sinal detectado.
4. Susceptibilidade à sobreposição de sinais ou *crosstalk*: Quanto maior a largura e o comprimento da superfície de detecção e quanto maior a distância entre duas superfícies de detecção, mais perto o eletrodo vai estar de músculos adjacentes, captando sinais que não são de interesse.

Segundo De Luca (1997) a localização preferencial do transdutor é entre a área mais próxima da zona de inervação (eletrodo superior) e a junção miotendínea (eletrodo inferior), já que nessa localização o sinal EMG tem a maior amplitude detectada, como pode ser observado na Figura 13. Entretanto, deve-se tomar cuidado para não fixar o eletrodo muito próximo ao

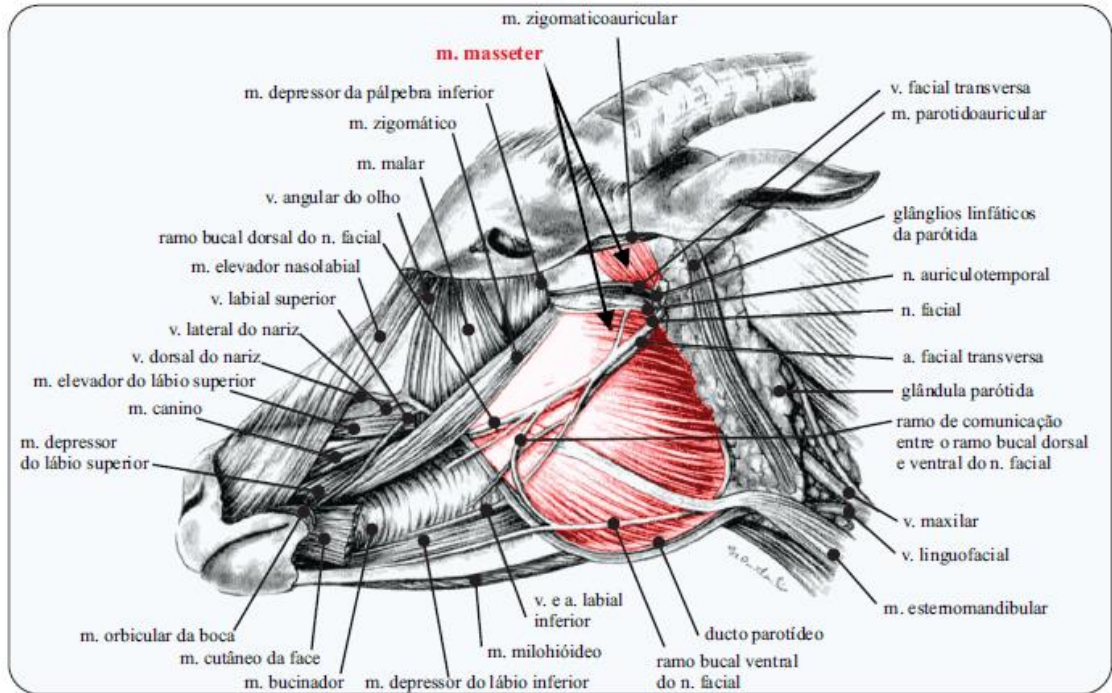
fim e a lateral da fibra, já que nesse ponto sinais de outros músculos passam na região e podem ser captados (*crosstalk*).



**Figura 13 - Posicionamento dos eletrodos na fibra muscular**  
**Fonte: BARROS (2005 p. 33). De Lucca (1997, p.140).**

A distância entre eletrodos na fibra muscular também afeta o espectro de frequência e a banda de passagem do sinal, sendo a distância recomendada por volta de 1,0 cm para a maioria dos músculos do corpo humano (DE LUCA, 1997).

O músculo masseter é largamente utilizado para EMG dado ao seu tamanho e importância para o processo de mastigação do animal. Outros músculos envolvidos na mastigação não estão na superfície da pele, atenuando significativamente as amplitudes dos sinais, o que inviabiliza a captura do biopotencial através dos eletrodos (BÜCHEL; SUNDRUM, 2014). A Figura 14 mostra os músculos da face de um ruminante, onde é possível observar a extensão do músculo masseter.



**Figura 14 - Estrutura superficial da cabeça de um ruminante com o músculo masseter em evidência**

Fonte: Adaptado de Campos (2016, p. 51).

### 3.3.2 ARTEFATOS DE MOVIMENTO

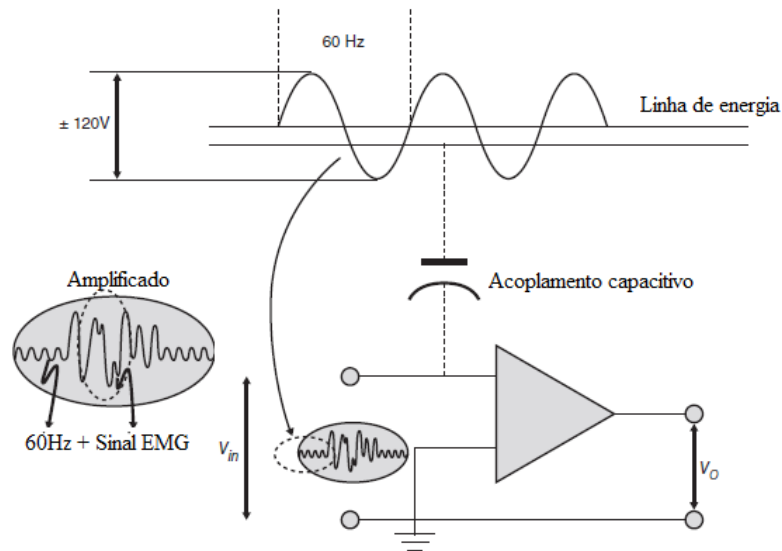
O movimento do corpo altera a forma do contato entre a pele e os eletrodos, fazendo com que as impedâncias dos dois eletrodos de entrada sejam diferentes. Essa diferença introduz um *offset* grande o suficiente para saturar o amplificador. Uma forma de evitar isso, é assegurando o bom contato entre eletrodo-pele, o que comumente requer o uso de gel ou pasta condutora (KANG, et al., 2008).

Eletrodos secos são especialmente suscetíveis a ruídos gerados por artefatos de movimento, já que não possuem gel na interface eletrodo-pele (MERRITT; NAGLE; GRANT, 2009). Uma alternativa é utilizar um circuito para supressão DC e filtro passa-alta em conjunto com o amplificador diferencial, como mostra a Figura 9.

Interferências provocadas por artefatos móveis também podem se originar nos cabos usados para transmitir o sinal do eletrodo até a amplificação diferencial. De forma geral, artefatos de movimento estão presentes no intervalo de frequência entre 0 e 20 Hz e podem ser tratados por um filtro passa-alta com frequência de corte entre 10 e 20 Hz (DE LUCA, 2002).

### 3.3.3 INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA

Interferências externas podem comprometer a qualidade do sinal EMG, dificultando a extração de características ou causando distorções, como o acoplamento capacitivo ilustrado na Figura 15. Dois cabos próximos um do outro podem formar um acoplamento capacitivo mesmo não tendo nenhuma conexão física entre eles. Este fenômeno pode ocorrer entre o equipamento e um cabo de transmissão de energia, originando um ruído com amplitude até 3 vezes maior que o sinal de sEMG na mesma frequência da rede elétrica (60 Hz) onde há componentes significativas do sinal de interesse (DE LUCA, 2002).



**Figura 15 - Influência do acoplamento capacitivo entre a rede elétrica e o equipamento**

Fonte: Adaptado de Kamen e Gabriel (2010, p. 93).

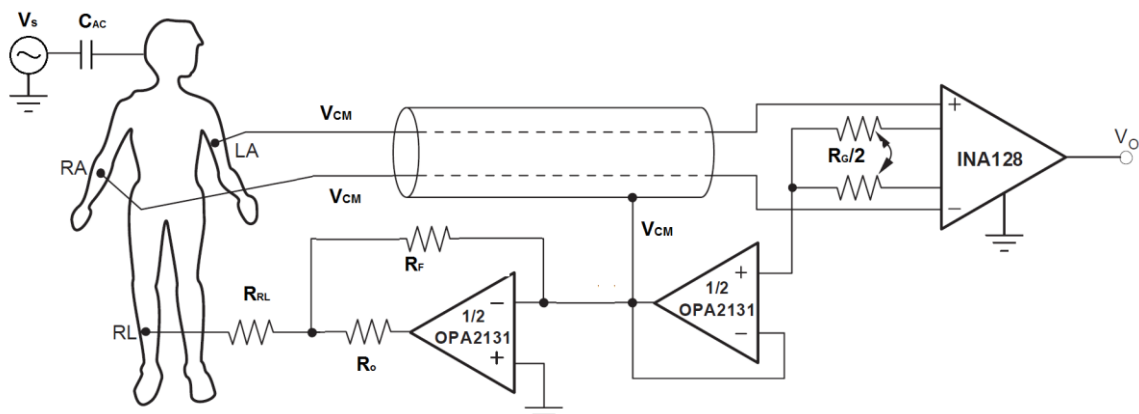
Esse problema pode ser reduzido por blindagem de cabos e aterramento da blindagem (KAMEN; GABRIEL, 2010). Cabos de eletrodos sem blindagem e com comprimento significativo são usualmente a maior fonte de interferência vindo da rede elétrica (60Hz) (VANRIJN, *et al.*, 1996). A Figura 16 mostra a estrutura típica de um cabo blindado.



**Figura 16 - Camadas de um cabo blindado**

Fonte: Sati Soluções (2016).

As interferências de modo comum também podem ser reduzidas por um circuito conhecido como *Right Leg Drive* (RLD). Este circuito atua como um *feedback* negativo alimentando o corpo com o sinal de modo-comum invertido. Este *feedback* negativo conduz a tensão de modo comum a um valor reduzido (WONG et al, 2006). Um exemplo de circuito para o RLD é mostrado na Figura 17.

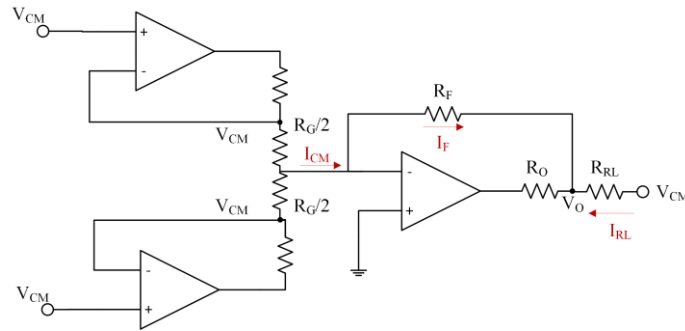


**Figura 17 - Circuito RLD com realimentação negativa**  
**Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2012, p.12).**

A interferência provinda da rede elétrica é representada pela fonte  $V_s$  (60Hz) e o acoplamento capacitivo é representado pelo capacitor  $C_{AC}$ . A tensão de modo comum, representada por  $V_{CM}$  está presente em todos os eletrodos e é conduzida pelo cabo à entrada diferencial do amplificador operacional. A tensão  $V_{CM}$  é conduzida à um *Buffer* de ganho unitário que realimenta a malha do cabo. Isso faz com que a blindagem esteja sob o potencial da rede elétrica, não havendo acoplamento capacitivo entre os dois, já que não há diferença de potencial. A Figura 18 mostra o outro caminho tomado pela tensão  $V_{CM}$ . A análise nodal do circuito fornece a seguinte equação:

$$V_{CM} = \left( \frac{R_{RL}}{\frac{2R_F}{R_G} + 1} \right) I_{RL} \quad 1$$





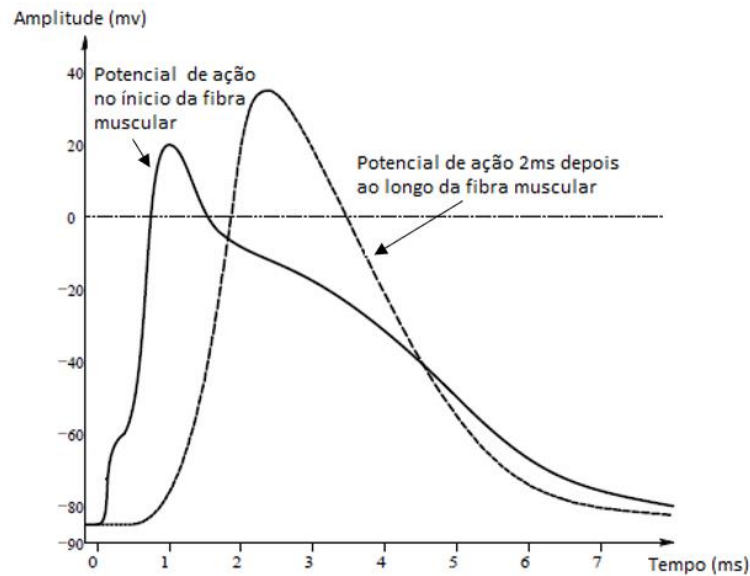
**Figura 18 - Circuito RLD reduzindo a tensão de modo comum**  
**Fonte: Autoria própria.**

A equação oferece a relação entre a tensão de modo comum e os componentes do circuito RLD. Como a impedância do eletrodo, representada por  $R_{RL}$ , é constante, o fator que determina a redução de  $V_{CM}$  é  $\frac{R_F}{R_G}$ . Quanto maior for essa relação, menor será a tensão de modo comum, aumentando o CMRR do amplificador diferencial.

Outro tipo de ruído é causado por campos magnéticos que não podem ser totalmente reduzidos através de blindagem, mas diminuem consideravelmente quando são afastados da fonte. Motores elétricos e fontes chaveadas, por exemplo, são grandes geradores de campo magnético (KAMEN; GABRIEL, 2010).

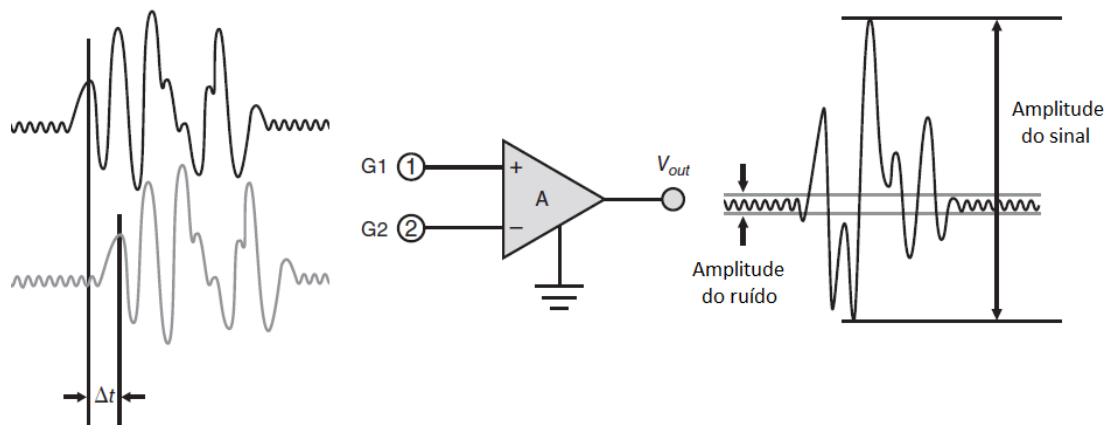
### 3.3.4 AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAL

Potenciais de ação se propagam pela fibra muscular com uma velocidade de condução determinada pelas características do músculo. Se os eletrodos são posicionados na configuração bipolar em cima do músculo de interesse e na direção das fibras, o mesmo potencial de ação será captado por ambos os eletrodos em tempos diferentes, como mostra a Figura 19 (NORTHROP, 2004).



**Figura 19 - Potencial de ação ao longo da fibra muscular com relação ao tempo**  
**Fonte: Northrop (2004, p. 7).**

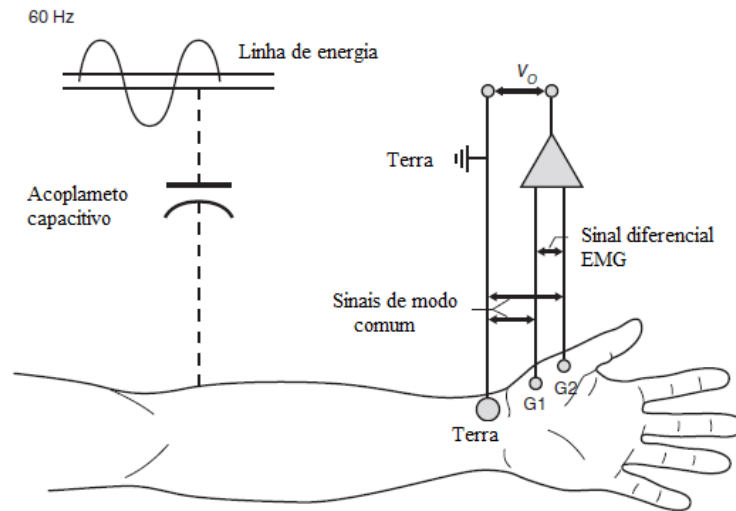
Ambos os sinais são conduzidos por eletrodos até um amplificador diferencial, que resulta no sinal de eletromiografia com ruído e *offset* acoplados, como demonstra a Figura 20 (MERLETTI; PARKER, 2004).



**Figura 20 - Diferenciação do sinal de eletromiografia por um amplificador diferencial. O resultado é o sinal de eletromiografia e componentes de modo comum**  
**Fonte: Adaptado de Kamen e Gabriel (2010, p. 73).**

O sinal de modo comum é resultado do acoplamento capacitivo do corpo com o ambiente devido a presença de radiação eletromagnética proveniente de qualquer equipamento eletrônico, como mostra a Figura 21. A magnitude desta interferência em um único eletrodo é suficiente para sobrepor o sinal fisiológico. Por essa razão, amplificadores de biopotencial são

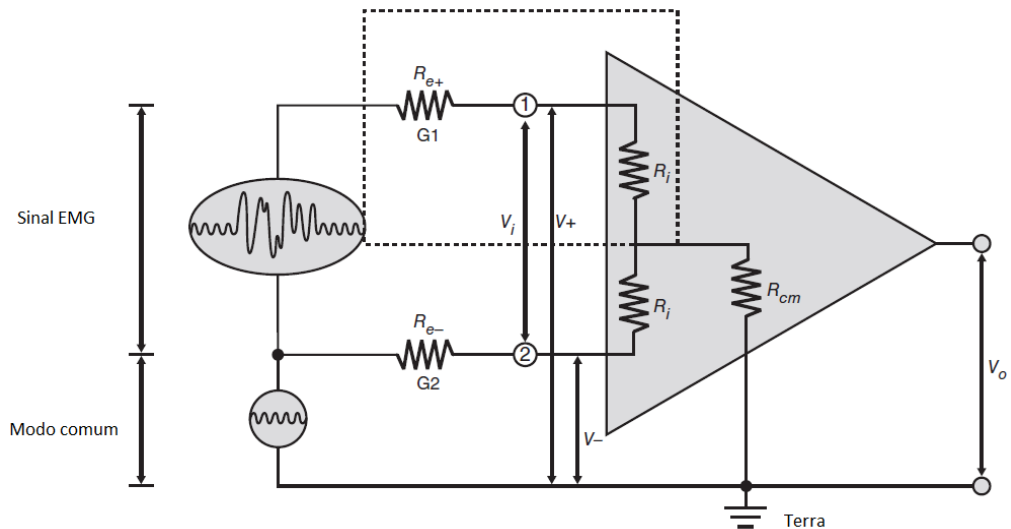
usados com o objetivo de amplificar sinais diferenciais e rejeitar sinais comuns (PRUTCHI; NORRIS, 2005).



**Figura 21 – Interferência de sinais de modo comum em um sistema de aquisição composto por um amplificador de biopotencial**  
**Fonte: Kamen e Gabriel (2010, p. 94).**

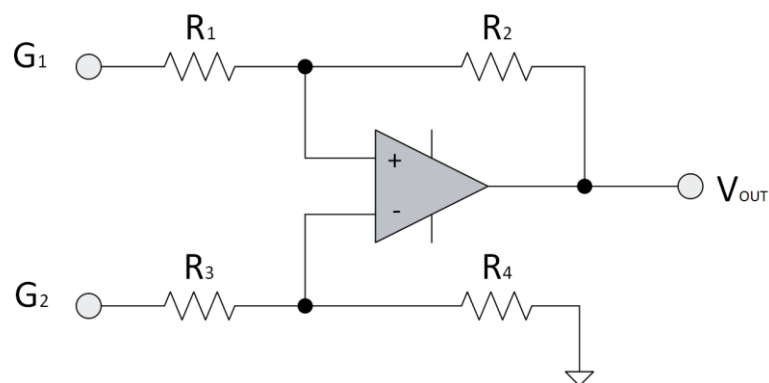
Amplificadores de biopotencial adequados para medir pequenos sinais devem satisfazer requisitos muito específicos (NAGEL, 2006). Como a impedância eletrodo-pele é grande, o amplificador que recebe este sinal deve ter uma alta impedância de entrada para minimizar o efeito de carga (YOO; YOO, 2011).

Este conceito está relacionado a soma das quedas de tensão em um circuito fechado, que segundo as leis de Kirchhoff deve ser zero. O amplificador e o músculo formam um circuito fechado conectado através dos eletrodos e os cabos, como mostra a Figura 22. Como os eletrodos e o amplificador formam um circuito em série, as impedâncias de entrada devem ser consideradas relativas uma a outra e com o objetivo de ter a maior queda de tensão no amplificador onde será medida. A impedância é definida como uma resistência dependente de frequência, resultado dos elementos capacitivos e resistivos do circuito. A regra prática é que a impedância de entrada do detector seja no mínimo 100 vezes maior que a da fonte. Um detector com impedância de entrada de  $10^9 \Omega$  é mais do que suficiente para eletrodos de superfície. (KAMEN; GABRIEL, 2010).



**Figura 22 - Esquemático do circuito envolvendo a fonte do sinal, eletrodos e amplificador de biopotencial. Os eletrodos G1 e G2 estão relacionadas as impedâncias de entrada eletrodo-pele  $R_{e+}$  e  $R_{e-}$  respectivamente. A impedância de entrada  $R_i$  é a resistência interna de cada entrada e  $R_{cm}$  é a resistência de modo comum conectada ao Terra. A caixa pontilhada engloba um circuito fechado que contém  $R_i$  e  $R_{e+}$  conectados em série**  
**Fonte: Adaptado de Kamen e Gabriel (2010, p. 76).**

Um amplificador operacional na configuração subtrator é o método mais simples de diferenciação entre dois sinais, conforme esquemático da Figura 23 (KITCHIN; COUNTS, 2004).



**Figura 23 - Amplificador na configuração subtrator**  
**Fonte: Adaptado de Kitchin e Counts (2004, p. 17).**

O quão bem um amplificador pode rejeitar sinais de modo comum é medido pelo parâmetro CMRR. Para mensurar este parâmetro, um sinal de teste é conectado a um dos terminais do amplificador e essa diferença é amplificada aumentando a amplitude do sinal e caracterizando o chamado ganho diferencial. O ganho de modo comum é obtido conectando ambas as entradas do amplificador ao mesmo sinal comum e medindo a amplificação do sinal de saída. O CMRR é determinado pela razão entre o ganho diferencial e o ganho de modo comum (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Para uma entrada diferencial  $V_D$  com  $R_1 = R_3$  e  $R_2 = R_4$ , o ganho diferencial do amplificador da Figura 23 é dado por (KITCHIN; COUNTS, 2004):

$$A_D = \frac{V_o}{V_{G2} - V_{G1}} = \frac{R_2}{R_1} \quad 2$$

Para um sinal  $V_{CM}$  aplicado a ambas as entradas do amplificador, o ganho de modo comum será (SEDRA; SMITH, 2004):

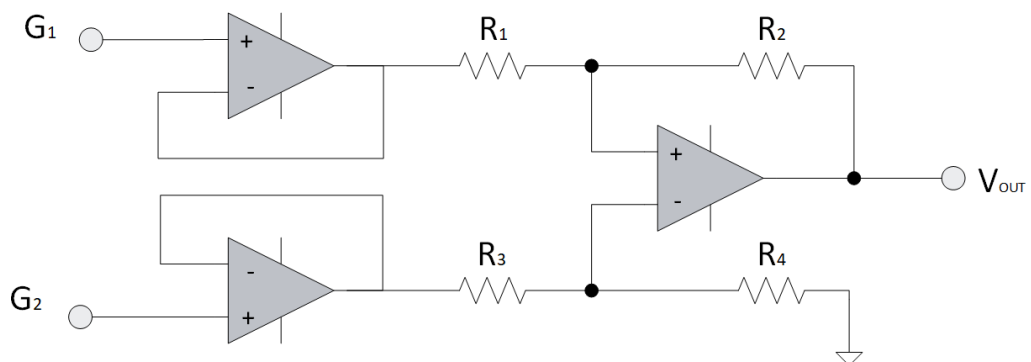
$$A_{CM} = \frac{V_o}{V_{CM}} = \left( \frac{R_4}{R_4 + R_3} \right) \left( 1 - \frac{R_2 R_3}{R_1 R_4} \right) \quad 3$$

Como o desejável é que  $A_{CM}$  seja zero, a seguinte relação deve ser satisfeita (SEDRA; SMITH, 2004):

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad 4$$

Essa relação deve ser a mais próxima possível, já que pequenas variações farão com que o ganho das entradas inversora e não inversora sejam diferentes, afetando diretamente o CMRR (KITCHIN; COUNTS, 2004).

Uma forma de melhorar o desempenho do amplificador subtrator é aumentando a impedância de entrada. A solução padrão envolve o uso de *buffer*, como mostra Figura 24 (NAGEL, 2006).



**Figura 24 - Amplificador diferenciador com buffers na entrada para aumentar a impedância**  
**Fonte: Adaptado de Kitchin e Counts (2004, p. 17).**

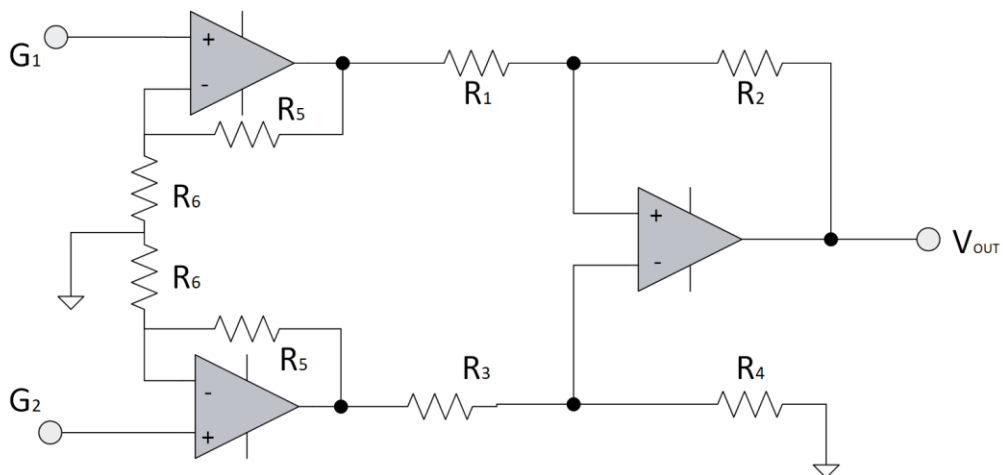
Este circuito fornece impedâncias de entrada altas e próximas uma da outra, reduzindo o efeito no CMRR causado por variações de impedância da fonte do sinal nas entradas do circuito (KITCHIN; COUNTS, 2004). A grande desvantagem desta topologia é a exigência de

um alto CMRR em ambos os buffers e no amplificador final (NAGEL, 2006). O CMRR total de circuitos com amplificadores em cascata sofre degradação pelo desbalanceamento em qualquer estágio e pode ser aproximado pela equação (PALLÁS-ARENY; WEBSTER, 1991):

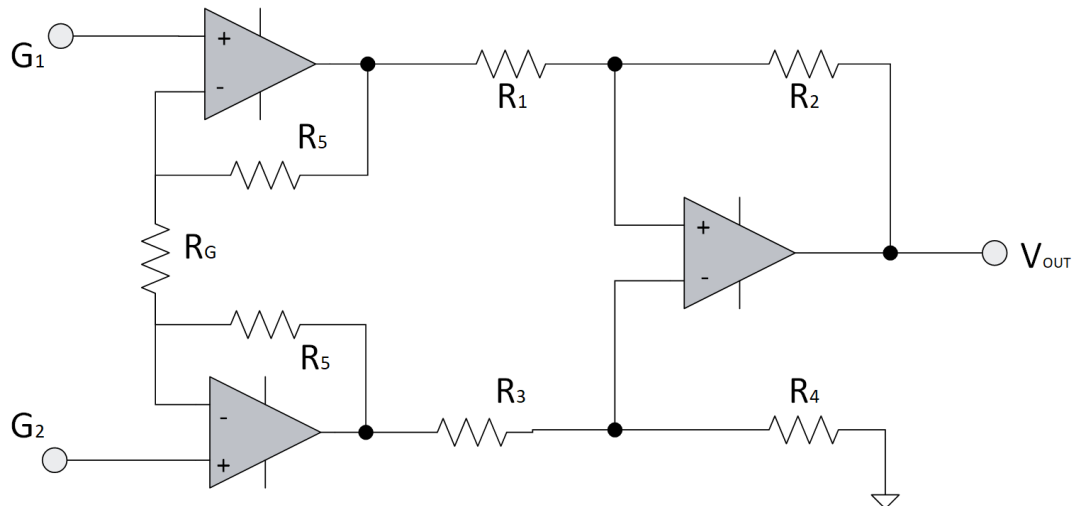
$$CMRR_T \cong \sum_{i=1}^N \frac{1}{CMRR_i} \quad 5$$

onde  $i$  varia de 1 até  $N$  estágios que compõe o circuito. A recomendação mínima de CMRR para a amplificação diferencial em sinais biológicos é 80 dB (DE LUCA, 1997).

Outra melhoria é feita conferindo um ganho aos *buffers*, conforme Figura 25. A desvantagem dessa topologia é que o ganho será conferido a todos os sinais, incluindo sinais comuns a ambas as entradas. Para solucionar este problema, a topologia final deste circuito substitui os dois resistores  $R_6$  por um resistor  $R_G$  conectado nas entradas de ambos os *buffers*, conforme Figura 26 (KITCHIN; COUNTS, 2004).



**Figura 25 - Amplificador diferencial com ganho no primeiro estágio**  
 Fonte: Adaptado de Sedra e Smith (2004, p. 86).



**Figura 26 - Topologia do amplificador de instrumentação com ganho regulável no primeiro estágio e diferenciação no segundo estágio**  
**Fonte: Adaptado de Sedra e Smith (2004, p. 86).**

Os dois amplificadores de entrada fornecem um alto ganho diferencial e ganho unitário em modo comum, sem exigir valores precisos dos resistores (NAGEL, 2006). O circuito corresponde a topologia mais popular de amplificadores de instrumentação e tem seu ganho determinado por (KITCHIN; COUNTS, 2004):

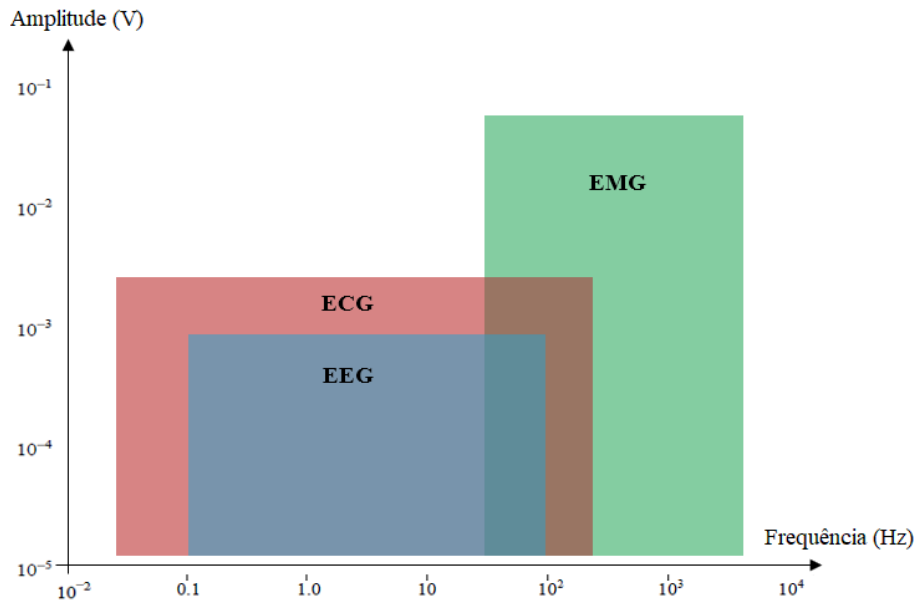
$$A_D = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \left(1 + \frac{2R_5}{R_G}\right) \quad 6$$

Quando um sinal comum  $V_{CM}$  é aplicado as entradas, a diferença de potencial em ambos os terminais de  $R_G$  será igual, não permitindo o fluxo de corrente e os amplificadores do primeiro estágio irão operar como *buffers* com ganho unitário. No estágio final desta topologia, quaisquer sinais comuns que tenham passado pelo primeiro estágio serão cancelados pelo subtrator (KITCHIN; COUNTS, 2004).

Em razão da diferença de impedância natural entre eletrodo e pele, o sinal de modo comum poderá não ser idêntico, tendo atenuação maior em um deles. Além disso, é impossível ter amplificadores idênticos e, portanto, a rejeição do modo comum não é perfeita (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Para melhorar a qualidade do sinal, o amplificador de biopotencial deve ser adaptado para a aplicação em específico. Baseado nos parâmetros do sinal, tanto banda de passagem apropriada quanto fator de ganho devem ser escolhidos (NAGEL, 2006). A Figura 27 mostra a banda de passagem e amplitude típicas de sinais de biopotencial comumente medidos. Para EMG de superfície, a amplitude do sinal pode chegar a 5 mV pico a pico durante contrações

isométricas máximas. Amplitudes maiores são possíveis em EMG invasivo, que não é atenuado pela pele e pode chegar a 10 mV (KAMEN; GABRIEL, 2010).



**Figura 27 - Intervalo de frequências e amplitudes dos sinais de EEG, ECG e EMG**  
 Fonte: Adaptado de Northrop (2004, p.21).

### 3.4 PROCESSAMENTO E EXTRAÇÃO DE ATRIBUTOS

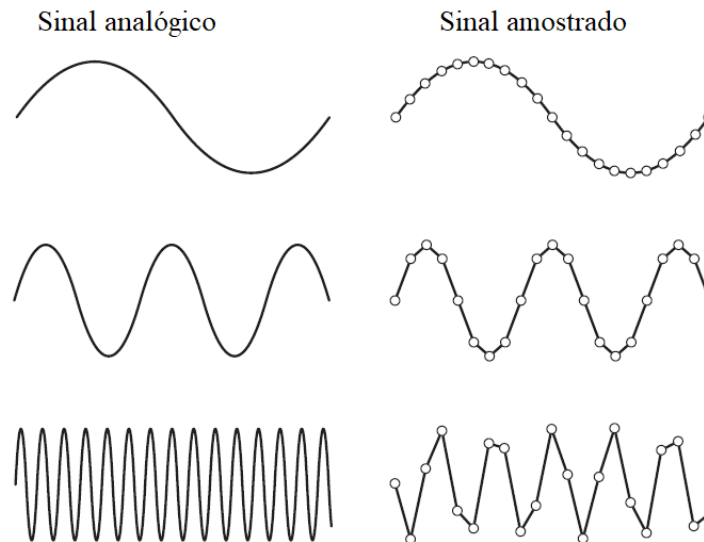
O processamento dos dados de EMG tem o objetivo de filtrar a maior parte de ruído ainda presente no sinal após a amostragem, enquanto preserva o máximo possível do espectro de frequência do sinal desejado, geralmente entre 10 e 400 Hz (DE LUCA, *et al.*, 2010). Os atributos posteriormente extraídos que caracterizam o sinal em termos de amplitude e frequência e fornecem informações úteis para a aplicação em estudo (KAMEN; GABRIEL, 2010).

#### 3.4.1 Amostragem do sinal de EMG

O teorema de Nyquist diz que o sinal deve ser amostrado a uma frequência duas vezes maior que a mais alta frequência de interesse do sinal, para evitar qualquer perda de informação devido ao efeito de *aliasing* (MERLETTI; PARKER, 2004). Esse fenômeno é representado na



Figura 28, onde sinais diferentes são amostrados em uma mesma frequência, resultando em distorção em sinais de alta frequência.

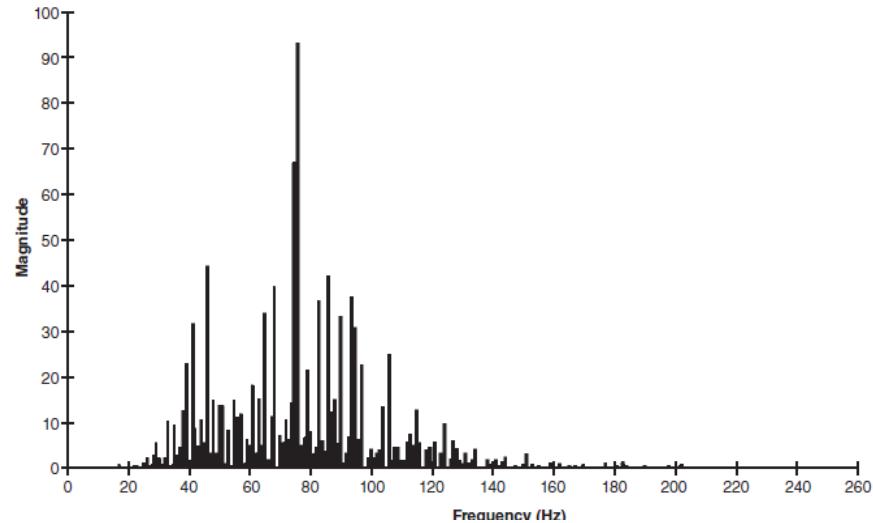


**Figura 28 - Amostragem de sinais de baixa, média e alta frequência usando a mesma frequência de amostragem**  
**Fonte: Adaptado de Kamen e Gabriel (2010, p. 97).**

O sinal de EMG tem faixa de frequência entre 0 e 500 Hz, com a maior parte da energia concentrada entre 50 e 150 Hz. Dessa forma, uma frequência de amostragem de 1000 Hz é o suficiente para garantir a aquisição do sinal sem distorções (DE LUCA, 1997).

### 3.4.2 FILTRAGEM DO SINAL DE EMG

A Figura 29 apresenta um exemplo de espectro de frequência do sinal EMG para o movimento de flexão do bíceps. Cada barra tem resolução de 1 Hz e sua magnitude indica o quanto uma frequência contribui para o sinal EMG.



**Figura 29 - O espectro de frequência para flexão do bíceps. O sinal é observado com amplitude significativa entre 50-150Hz**  
**Fonte: Kamen e Gabriel (2010, p. 135).**

As principais interferências do sinal de sEMG que devem ser filtradas estão entre 0 e 20 Hz para artefatos de movimento e em 60 Hz com harmônicas para interferências da rede elétrica. Essa filtragem pode ser analógica, com componentes passivos ou ativos, ou digital.

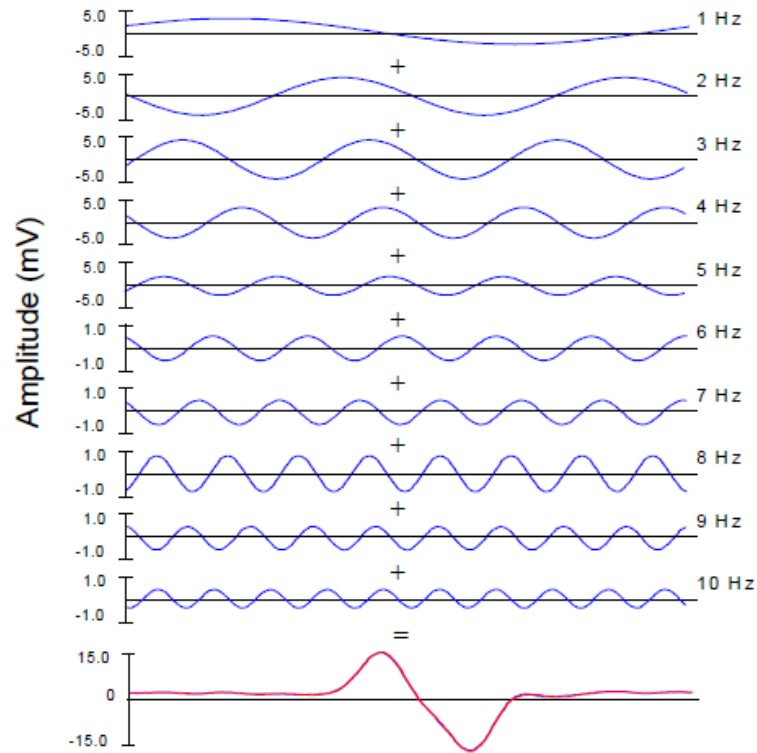
### 3.4.3 TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER

A Transformada de Fourier é uma transformada integral que permite mapear funções do domínio do tempo para o domínio da frequência (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1998). A Transformada de Fourier parte do princípio de que qualquer função periódica  $f(x)$  pode ser expressa por um somatório de senos e cossenos. A expressão trigonométrica para a série de Fourier é dada por (BOLZAN, 2004):

$$f(x) = A + \sum_{n=1}^{\infty} (B_n \cos(f_n t) + C_n \text{sen}(f_n t)) \quad 7$$

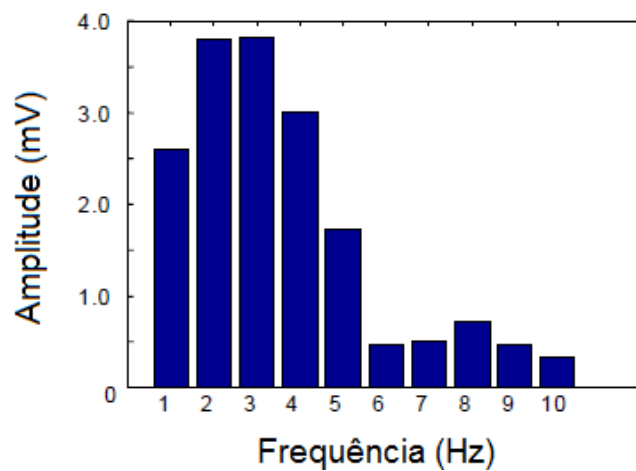
sendo  $A$  a componente de *offset* (DC) de um sinal,  $B_n$  e  $C_n$  as amplitudes de cada componente seno e cosseno e  $f_n$  as respectivas frequências.

O sinal apresentado na Figura 30 em vermelho é um sinal MUAP característico que pode ser expresso através do somatório da série de Fourier, onde cada termo senoidal tem sua própria frequência e amplitude. Neste exemplo, a soma de 10 sinais senoidais foi suficiente para representar o sinal final, apresentado em vermelho (MUAP). Quanto mais sinais fizerem parte do somatório, mais precisa essa soma será (DE LUCA, 2003).



**Figura 30 - Decomposição de um MUAP por série de Fourier. O resultado da soma de cada sinal senoidal (em azul) é o sinal EMG (em vermelho)**  
 Fonte: De Luca (2003, p. 7).

Outra forma de representar a mesma informação é através de um histograma com informações relacionadas a amplitude e frequência dos sinais que compõe o somatório da série de Fourier. Essa representação é conhecida como espectro de frequência ou espectro de potência e é representada pela Figura 31.



**Figura 31 - Histograma para os sinais que compõe o somatório da série de Fourier**  
 Fonte: De Luca (2003, p.8).

Em tempo discreto, a Transformada de Fourier é definida como Transformada Discreta de Fourier ou DFT (*Discrete Fourier Transform*) e pode ser representada por (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1998):

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j\omega n} \quad 8$$

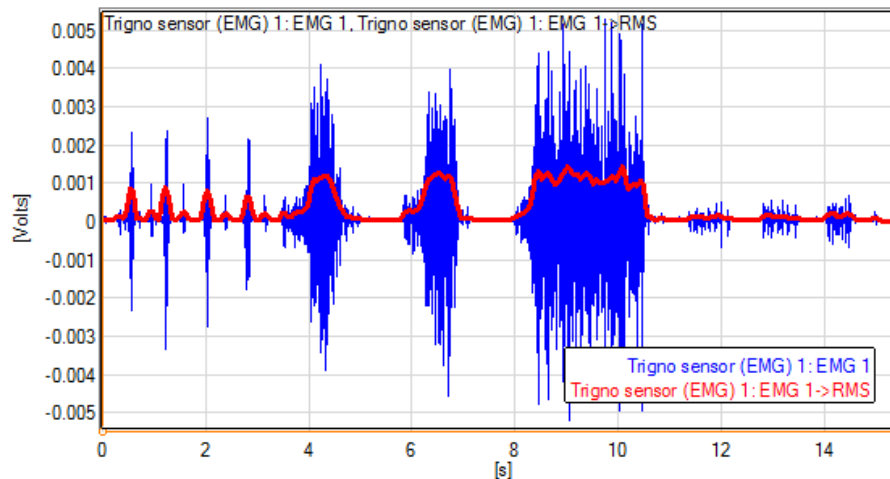
em que  $X(\omega)$  é o espectro de frequências,  $x[n]$  é a amplitude da  $n$ -ésima amostra multiplicada pela soma de senos e cossenos ( $e^{-j\omega n}$ ).

A DFT pode ser calculada a partir do algoritmo denominado Transformada Rápida de Fourier ou FFT (*Fast Fourier Transform*) que extrai as características de amplitude e frequência dos sinais que compõe a série de Fourier (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1998).

#### 3.4.4 EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

A extração de atributos é essencial para transformar o sinal bruto de EMG em um conjunto de características que representam a atividade muscular e forneçam informações úteis para a aplicação. O atributo relacionado a amplitude máxima registrada durante o movimento está relacionado com a força da contração isométrica muscular (ZARDOSHTI-KERMANI, *et al.*, 1995). Para determinar este parâmetro, o sinal deve ser previamente retificado e em seguida, a detecção de envoltória por um filtro de média móvel deve ser feita, suavizando o sinal e eliminando picos isolados. Quando implementado em software, o algoritmo seleciona uma janela móvel, contendo um número específico de amostras. O algoritmo faz a média da amplitude dessas amostras e substitui o primeiro ponto pela média calculada. Em seguida, a janela é deslocada de uma unidade e a média da amplitude das amostras dentro desta janela substitui o segundo ponto e assim sucessivamente. Esse procedimento gera o resultado da Figura 32 e também pode ser expresso por:

$$RMS = \sqrt{\left(\frac{1}{S} \sum_1^S f^2(s)\right)} \quad 9$$



**Figura 32 - Detecção de envoltória de sinal EMG**  
**Fonte: De Luca (2016).**

Esse procedimento de cálculo da média por janela deslizante permite a detecção de picos no sinal, sendo uma referência de quando um dado evento ocorreu. Por exemplo, cada pico que ocorra dentro de um pequeno intervalo de tempo corresponde a uma mastigada do animal e dessa forma é possível contar quantos bocados ocorreram e por consequência estimar o consumo (CAMPOS, 2016). Cada pico é definido como um valor superior à um limiar que será determinado de acordo com o nível de ruído.

Para analisar o espectro de frequência a DFT de cada segmento de dados é extraída, retirada a raiz quadrada e calculada a média originando o parâmetro denominado densidade do espectro de frequência ou PSD (*Power Spectral Density*) que pode ser observado na Figura 13. O resultado desta operação é a informação do quanto uma determinada frequência contribui para o sinal EMG extraído. Essa análise é especialmente útil para estudar a fadiga do músculo, isso porque a frequência do sinal EMG diminui com o passar do tempo quando o músculo executa uma tarefa que o induz à fadiga (DE LUCA, 2016).

Um método clássico para determinar a qualidade do sinal de EMG é pela relação sinal-ruído ou SNR (*Signal to Noise Ratio*) (ZARDOSHTI-KERMANI, *et al.*, 1995). A SNR é definida como a taxa de potência do sinal ( $P_S$ ) para a potência do ruído ( $P_R$ ) (KAMEN; GABRIEL, 2010) :

$$SNR = 10 \log \left( \frac{P_S}{P_R} \right) \quad 10$$

A potência do sinal é determinada pelo valor da raiz quadrada média ou RMS (*Root Mean Square*). Por exemplo, o valor de RMS extraído de um segmento de sinal de EMG com o músculo em repouso é um indicativo do nível de ruído presente no ambiente (LAFERRIERE;

LEMAIRE; CHAN, 2011). De forma semelhante, é possível determinar a relação artefato-ruído ou SAR (*Signal-to-Artifact Ratio*), sendo um indicativo da influência de artefatos de movimento no sinal adquirido (MEZIANE, *et al.*, 2015). Este atributo é usado de várias formas na literatura, sendo definido neste trabalho de forma semelhante a SNR:

$$\mathbf{SAR} = 10 \log \left( \frac{P_S}{P_A} \right) \quad 11$$

sendo  $P_A$  é a potência do artefato de movimento, extraída do sinal de EMG durante o movimento, considerando o espectro de 0-5 Hz sem filtragem.

A EMG integrada (IEMG) é um indicativo da sequência de disparos e, portanto, representa a atividade muscular em um determinado período de tempo (KAMEN; GABRIEL, 2010). A IEMG pode ser expressa por (PHINYOMARK; PHUKPATTARANONT; LIMSAKUL, 2012):

$$\mathbf{IEMG} = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad 12$$

em que  $x_i$  representa uma amostra  $i$  de um sinal EMG e  $N$  é o tamanho do sinal de EMG.

O comprimento da forma de onda ou WL (*Wave Length*) é um indicativo da complexidade do segmento do sinal em análise, sendo expresso por (TKACH; HUANG; KUIKEN, 2010):

$$\mathbf{WL} = \sum_{i=1}^N |x_i - x_{i-1}| \quad 13$$

O histograma de EMG (HEMG) é uma característica do sinal que mensura a frequência com que cada sinal EMG alcança uma determinada amplitude dentro de um intervalo, medidas em volts (ZARDOSHTI-KERMANI, *et al.*, 1995).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção apresenta os materiais utilizados ao longo do projeto para o desenvolvimento do eletrodo, transmissão do sinal, instrumentação, aquisição e processamento do sinal sEMG. Em seguida a metodologia é apresentada, introduzindo as etapas realizadas desde a aquisição do sinal pelo eletrodo metálico até o a extração de características no computador.

### 4.1 MATERIAIS

Todos os materiais a serem utilizados e suas respectivas finalidades são descritos no Quadro 3, sendo os principais abordados detalhadamente nas subseções posteriores.

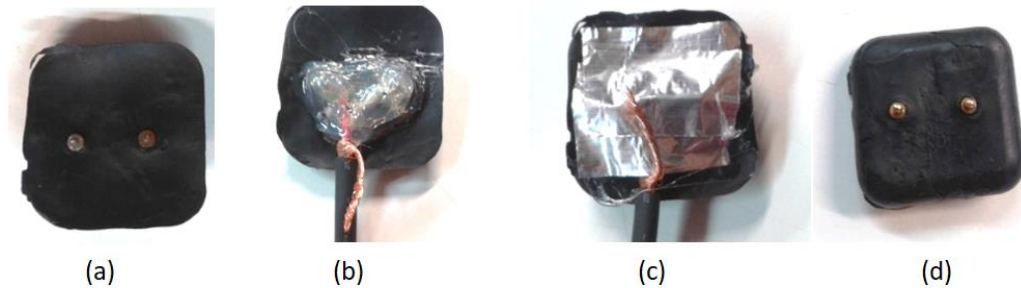
<b>Quadro 3 – Resumo de materiais utilizados no projeto e suas finalidades</b>	
<b>Material</b>	<b>Finalidade</b>
Cabos Blindados	Transmissão do sinal dos eletrodos para o kit de aquisição.
Conectores P2	Conexão entre os eletrodos e o sistema de aquisição
Dinamômetro (EMG Systems)	Mensuração da força
Eletrogoniometro (EMG Systems)	Mensuração do ângulo
Analizador de Impedância de Precisão (Agilent 4294A)	Mensuração da impedância
ADS1298ECG-FE	Instrumentação e amostragem do sinal
MSP432	Gravação do sinal amostrado no cartão SD
Cartão SD	Armazenamento dos dados amostrados
Power Bank	Alimentação para o sistema de aquisição
Cabresto	Fixação dos eletrodos para testes com animais
Faixa elástica	Fixação dos eletrodos para testes em humanos
Matlab	Filtragem do sinal e processamento
Pinos metálicos	Compõe o eletrodo seco
Barra de prata	Compõe o eletrodo seco
Eletrodos Ag/AgCl	Aquisição do sinal sEMG para validação do protótipo
Cola adesiva (Cascola tipo extra, sem toluol)	Fixação dos eletrodos Ag/AgCl

**Fonte: Autoria própria.**

#### 4.1.1 Eletrodos secos

Quatro eletrodos metálicos foram confeccionados, sendo três variações de eletrodos de SLP revestido a ouro e um de barra de prata (99% pura). Os pinos ou barras foram conectados em cabos blindados com conectores P2, sendo que os pinos que compõe um mesmo eletrodo

foram interconectados pela soldagem de um fio. A Figura 33 apresenta a estrutura interna de cada eletrodo, com camadas de isolamento e blindagem.



**Figura 33 - Confeção de eletrodos com blindagem. (a) Inserção dos pinos (b) conexão dos pinos com o cabo e isolamento (c) camada de alumínio conectada ao *shield* do cabo (d) Resultado final com blindagem e isolamento**

**Fonte: Autoria própria.**

Para os testes em animais, os eletrodos da Figura 34 foram confeccionados. Para garantir que movimentos bruscos do animal não causem rompimentos, os eletrodos foram revestidos com porcelana fria que após a secagem, aumenta a resistência e mantém a conexão fixa.

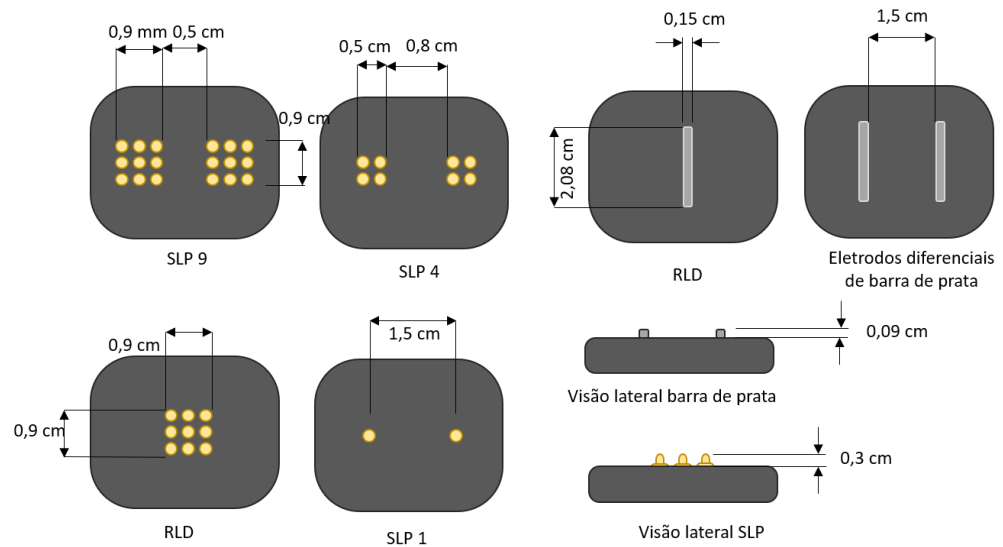


**Figura 34 - Eletrodos diferenciais de prata e pinos retráteis de ouro confeccionados para testes em animais.**

**Fonte: Autoria própria.**

Para os testes em humanos, três topologias de SLP foram construídas para avaliar os efeitos da quantidade de pinos. As dimensões e espaçamentos de todos os eletrodos são mostradas na Figura 34 - Eletrodos diferenciais de prata e pinos retráteis de ouro.





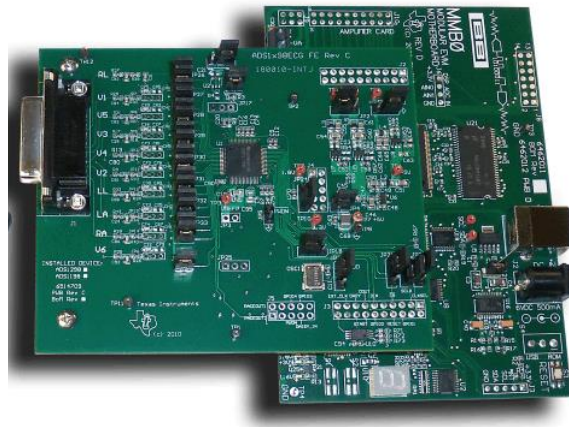
**Figura 35 - Dimensões dos eletrodos diferenciais e RLD de barra de prata e SLP com 9, 4 e 1 pino.**

**Fonte: Autoria própria.**

#### 4.1.2 Módulo de avaliação - ADS1298ECG-FE

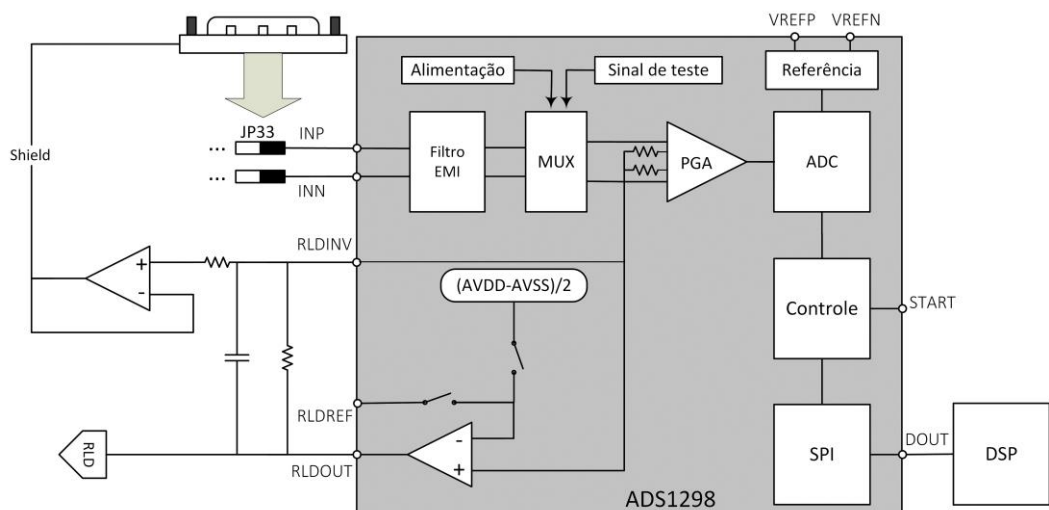
O módulo ADS1298ECG-FE apresentado na Figura 36 é um sistema de avaliação de baixo consumo para o conversor ADS1298 e vem equipado com os principais recursos comumente requisitados em ECG e EEG podendo ser adaptado para EMG (TEXAS INSTRUMENTS, 2010a).

O kit conta com um filtro contra EMI (*Electromagnetic Interference*) com frequência de corte em 3 MHz e proteção contra descarga eletrostática ou ESD (*ElectroStatic Discharge*). É composto pelo dispositivo ADS1298 de 8 canais, que possui resolução de conversão A/D de 24 bits, suficiente para garantir a fidelidade do sinal amostrado (TEXAS INSTRUMENTS, 2010b).



**Figura 36 - Kit de Aquisição ADS1298ECG-FE**  
**Fonte: Texas Instruments (2010, p.9).**

A principal função do ADS1298ECG-FE é realizar a integração do conversor ADS1298 com o módulo de avaliação, permitindo a conexão do ADS1298 com o computador via porta USB. A Figura 37 apresenta o esquemático do ADS1298ECG-FE simplificado e adaptado para a aplicação deste trabalho.



**Figura 37 - Esquemático simplificado do ADS1298ECG-FE**  
**Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2010a) e Texas Instruments (2010b).**

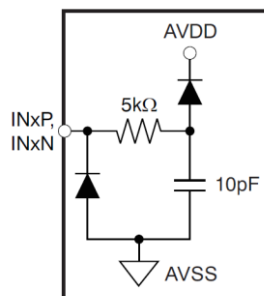
A entrada do sinal no ADS1298ECG-FE é através de uma interface serial que conduz o sinal do eletrodo para uma etapa de instrumentação usada em aplicações para ECG. Outros sinais de entrada como EMG, podem ser conectados diretamente ao ADS1298 removendo os jumpers JP26-JP33 e conectando o sinal dos eletrodos diretamente nos respectivos pinos. O jumper JP33 mostrado na Figura 37 por exemplo, corresponde ao canal diferencial onde os

eletrodos bipolares devem ser conectados.

A recomendação para a alimentação do ADS1298ECG-FE é através de 4 pilhas de 1,5 V conectadas em série. O uso de baterias ao invés da rede elétrica reduz o ruído em 60 Hz além de tornar o uso mais prático. O consumo de corrente pode ser medido entre os jumpers JP4 e JP24. Além disso, é possível colocar o ADS1298 em modo de baixo consumo curto-circuitando o jumper JP5. Pontos de teste são fornecidos na placa para possibilitar a verificação da voltagem das fontes de alimentação (5 V, 1.8 V, 3,3 V, 3 V, 2,5 V, -2,5 V, GND).

O ADS1298 pode operar com alimentação simples de 3 V a 5 V, ou alimentação simétrica entre  $\pm 1,5$  V e  $\pm 2,5$  V. Para esta aplicação, os jumpers JP2 e JP20 são configurados para fornecer alimentação simétrica com  $AVDD=2,5$  V e  $AVSS=-2,5$  V.

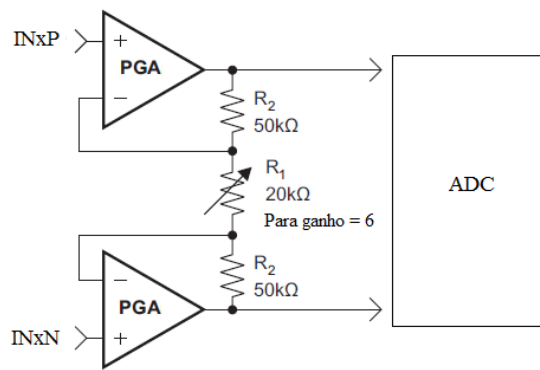
O sinal de entrada é conduzido do jumper JP33 à um filtro EMI com frequência de corte de aproximadamente 3 MHz e proteção ESD limitada à  $AVDD$  e  $AVSS$ , cujo circuito pode ser visto na Figura 38.



**Figura 38 - Circuito de proteção e filtragem para entrada analógica**  
**Fonte: Texas Instruments (2010a, p.26).**

O multiplexador (MUX) do ADS1298 permite a conexão com os sinais de teste gerados internamente, temperatura, detecção *lead-off* e medidas do RLD.

O amplificador de ganho programável ou PGA (*Programmable Gain Amplifier*) interno ao ADS1298 pode ser configurado para sete opções de ganho: 1,2,3,4,6,8 ou 12. O ganho é determinado pelo resistor variável R1 como mostra na Figura 39.



**Figura 39 - Implementação do Amplificado de ganho programável**  
**Fonte: Adaptado de Texas Instruments (2010, p.31).**

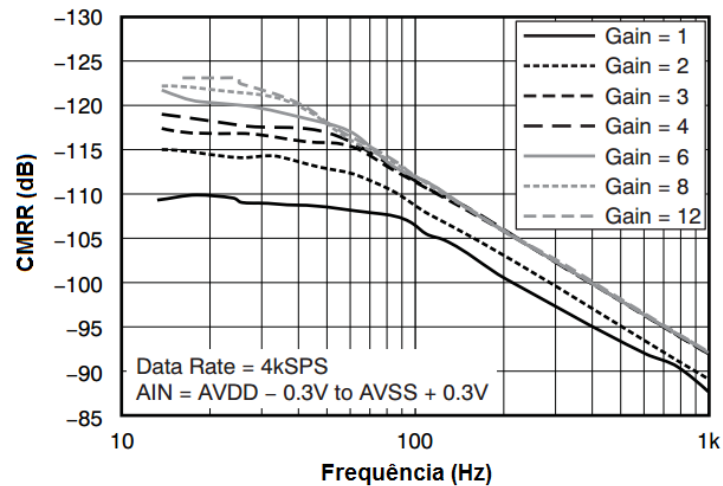
O ganho altera a banda de passagem do amplificador conforme mostra a Tabela 1. O sinal de EMG tem componentes significativas até 500 Hz e, portanto, a banda de passagem para qualquer ganho do PGA é aceitável.

**Tabela 1 – Ganho do amplificador de ganho programável (PGA) versus largura de banda**

Ganho	Banda de passagem típica (kHz)
1	237
2	146
3	127
4	96
6	64
8	48
12	32

**Fonte: Texas Instruments (2010b, p.31).**

O PGA tem CMRR de 115 dB, *offset* de entrada de  $\pm 500 \mu\text{V}$  e impedância de entrada de  $10^9 \Omega$  o que o torna adequado a este tipo de aplicação (TEXAS INSTRUMENTS, 2010b). O gráfico da Figura 40 mostra a relação entre o ganho, a frequência e o CMRR do amplificador. É possível notar que o CMRR reduz à medida que a frequência aumenta. Para o sinal sEMG, o menor CMRR será de aproximadamente 93 dB em 500 Hz com ganho unitário.



**Figura 40 - Comportamento do CMRR com relação a frequência e ganho do PGA**

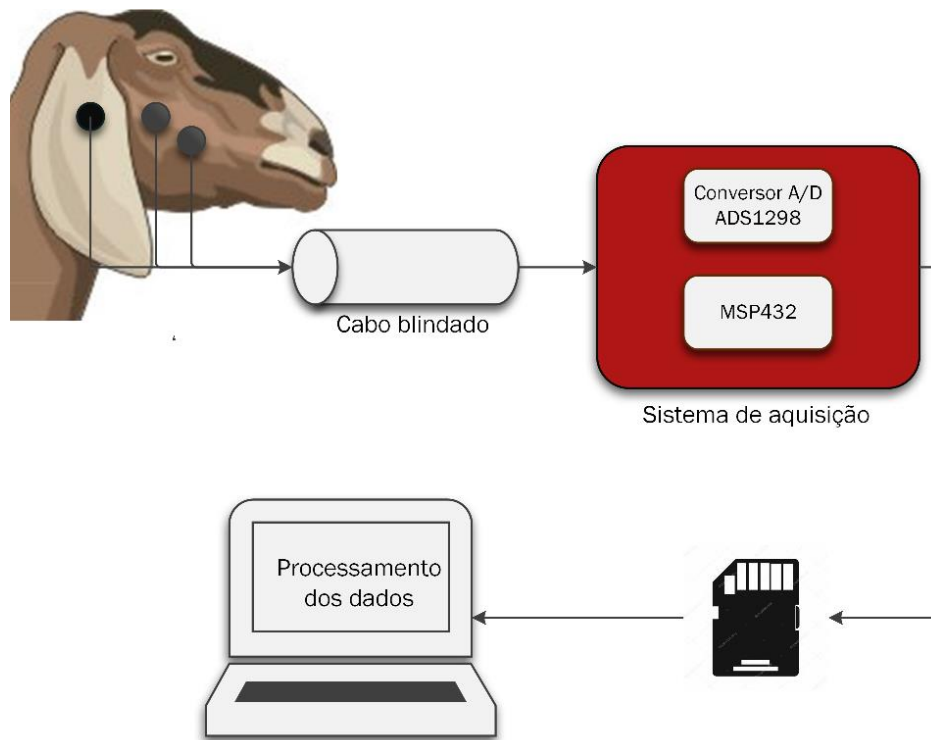
Fonte: Texas Instruments (2010b, p.18).

O sinal é amostrado digitalmente através do ADS1298 com taxa de amostragem entre 250 SPS a 32 kSPS e é transmitido ao ADS1298ECG-FE usando uma interface serial SPI (*Serial Peripheral Interface*). Para este trabalho, a frequência de amostragem foi definida em 1000 Hz e o ganho em 6. Uma adaptação do ADS1298ECG foi proposta por (GOMES, 2016) para gravar os dados em um cartão de memória usando o microcontrolador MSP432. Essa adaptação foi utilizada para eliminar a conexão por cabos entre o conversor ADS1298 e o computador ao custo de ter apenas um canal diferencial disponível para aquisição, sendo que nenhum processamento é realizado pelo MSP432.

A média do sinal de modo comum vem do PGA, realimentando a blindagem do cabo. O RLD do ADS1298 segue o mesmo princípio de funcionamento descrito anteriormente, com a adição de um capacitor em paralelo com o resistor  $R_F$  (Figura 17) formando um filtro passa baixa. A saída deste circuito é conectada ao eletrodo de referência (RLD) através do cabo.

## 4.2 METODOLOGIA

A Figura 41 apresenta as etapas que compõe o projeto, incluindo coleta do sinal biológico, transmissão por meio do cabo blindado, transformação do sinal analógico para sinal digital e, finalmente, processamento dos dados. Cada etapa deste processo será abordada com mais detalhes nas subseções seguintes, bem como o procedimento experimental.



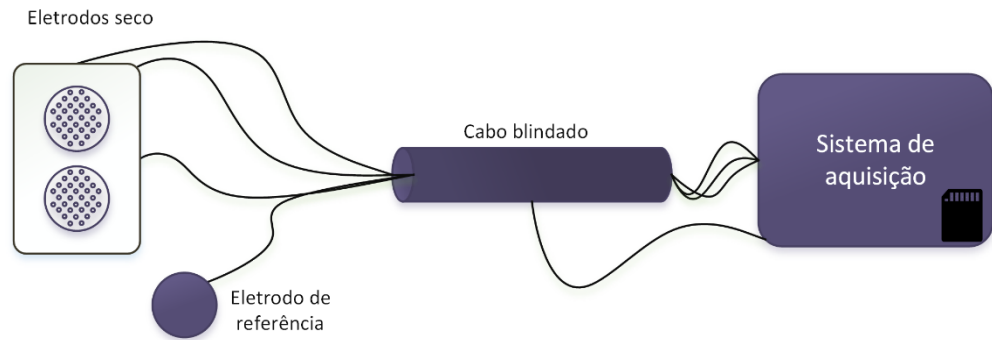
**Figura 41 - Representação das etapas do sistema, desde a aquisição do sinal biológico até seu processamento final**  
**Fonte: Autoria própria.**

#### 4.2.1 Aquisição do sinal EMG

A conexão dos eletrodos com o kit de aquisição pode ser vista na Figura 42. Dois eletrodos são responsáveis pela aquisição do sinal e são alimentados com 5 V. A alimentação é fornecida pelo kit de aquisição que também recebe os sinais captados.

O eletrodo de referência não capta sinais, mas realimenta, e, portanto, não necessita de um circuito ativo podendo ser implementado usando apenas um disco metálico. Esse eletrodo corresponde ao  $R_L$  mostrado na Figura 17 sendo parte do circuito RLD.

Por fim, a malha do cabo principal (blindado) é conectada ao GND da placa de aquisição, fazendo com que todo o sistema esteja sob o mesmo potencial, reduzindo o ruído e a tensão de modo comum.



**Figura 42 - Conexão dos eletrodos (referência e sinal) à placa por meio do cabo blindado**  
**Fonte: Autoria própria.**

#### 4.2.2 Procedimento Experimental

O procedimento experimental foi dividido em duas etapas. A primeira consistiu em testes em animais, realizados no Instituto Agrônomo do Paraná (IAPAR) na cidade de Pato Branco com bovinos da raça *Jersey*<sup>4</sup>. Testes preliminares com búfalos da raça *Murrah*<sup>5</sup> foram realizados posteriormente no IAPAR em Lapa. A realização de experimentos com animais foi aprovada pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da UTFPR, Protocolo 2015-002/CEUA-UTF. A segunda etapa consistiu na avaliação detalhada do desempenho do eletrodo e impedância, sendo os testes realizados na autora deste trabalho. Optou-se por realizar testes complementares em humanos devido ao maior controle sobre os movimentos e, portanto, sobre as variáveis que podem afetar os resultados. Os procedimentos em detalhes são abordados nas seções seguintes.

##### 4.2.2.1 Experimentos em animais

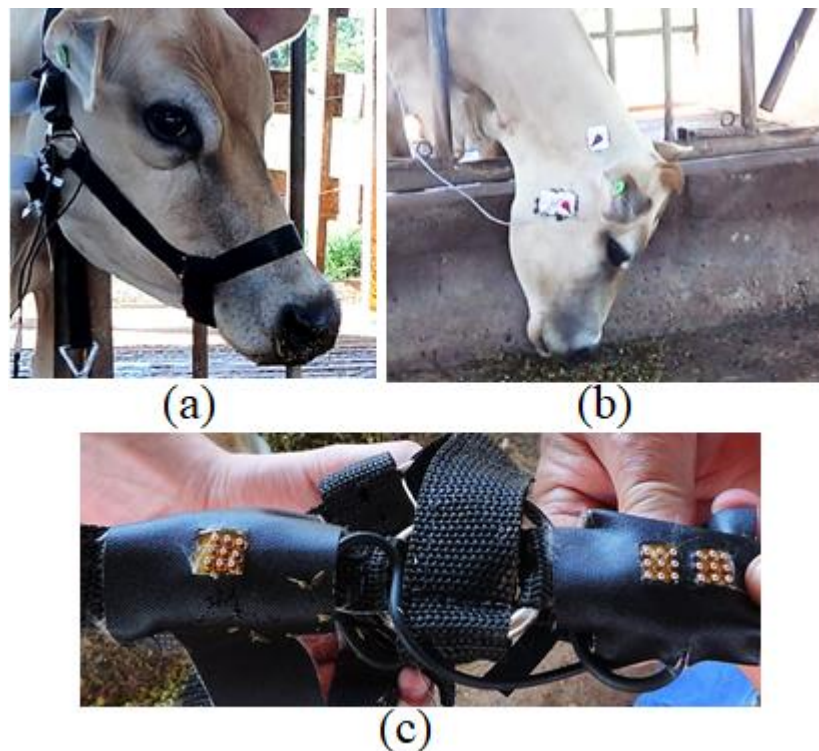
Um cabresto ajustável foi confeccionado especialmente para bovinos da raça *Jersey*, e auxiliaram na fixação dos eletrodos secos. A fixação dos eletrodos de gel foi realizada mediante preparação da pele pela remoção dos pelos e colagem dos eletrodos. Devido à dificuldade na fixação dos eletrodos Ag/AgCl, foi necessário o uso de cola adesiva.

Os eletrodos foram posicionados na configuração bipolar, na superfície da pele na região do ventre do músculo masseter na direção das fibras musculares para ambos os eletrodos,

<sup>4</sup> *Jersey* é uma raça de bovinos de origem taurina com aptidão leiteira de pequeno a médio porte (BRITO,2012).

<sup>5</sup> *Murrah* é uma raça de búfalos de origem indiana que mesmo com dupla aptidão é mais utilizada para produção de leite. A principal característica é os chifres pequenos e espiralados (MARQUES, 2000).

e fixados no cabresto como mostra a Figura 43.



**Figura 43 - Eletrodos (a) secos e (b) de Ag/AgCl no animal. (c) Fixação dos eletrodos no cabresto para estudo de posicionamento**  
**Fonte: Autoria própria.**

Os eletrodos foram testados em sequência e posicionados no mesmo local, previamente marcado. Os primeiros testes foram realizados com o eletrodo SLP de ouro, seguido do eletrodo de barra de prata e finalmente pelos eletrodos de Ag/AgCl, todos no mesmo dia. Para os eletrodos SLP e barra de prata, o início do teste ocorreu 10 minutos após a fixação dos eletrodos na pele do animal sem remoção dos pelos, permitindo a estabilização da impedância. Foram ofertadas 100 g de silagem de milho em 3 rodadas para cada eletrodo, resultando em 9 sinais de sEMG. A silagem de milho além de ser o alimento mais usado na dieta de bovinos de leite, tem a capacidade de manter suas propriedades mesmo após longos períodos de tempo (SEBRAE, 2017). A aquisição do sinal se prolongou até que o animal comesse toda a silagem ou parasse de comer, com duração média de 1 minuto para cada oferta.

O teste preliminar em búfalos envolveu um estudo para adaptação do cabresto nestes animais, considerando o tamanho e o formato da cabeça. Foram ofertadas quantidades aleatórias de alimento concentrado em várias tentativas de reposicionamento do cabresto e dos eletrodos SLP. A Figura 44 mostra o posicionamento dos eletrodos usando o mesmo cabresto confeccionado para bovinos *Jersey*, sendo que a principal diferença encontrada foi o



comprimento mais longo da cabeça que exigiu alguns ajustes para atingir uma região satisfatória do músculo masseter.



**Figura 44 - Fixação dos eletrodos pelo cabresto em búfalos**  
**Fonte: Autorial própria.**

Todos os experimentos foram gravados para a contagem visual dos movimentos mastigatórios posteriormente, a fim de comparar com os sinais amostrados.

#### 4.2.2.2 Experimentos em humanos

Os testes em humanos foram realizados com os eletrodos SLP em 3 topologias diferentes e eletrodos de Ag/AgCl. Os eletrodos secos foram fixados por uma faixa elástica. As seguintes etapas fizeram parte do procedimento experimental:

1. Avaliação da impedância: Todos os eletrodos foram submetidos a testes de impedância *in vivo* durante 15 minutos em um intervalo de frequência de 40 Hz a 10 kHz e 0,5 V de amplitude para o sinal de teste. Os eletrodos foram posicionados no músculo bíceps que permaneceu em repouso durante a avaliação, sendo conectados pelos cabos ao analisador de impedância. As medidas foram coletadas a partir da média de 16 amostras coletadas a cada 2 minutos e 30 segundos. Após 15 minutos, movimentos de flexão e extensão foram executados com carga de 1 Kg, possibilitando a vascularização do músculo. Em seguida, a última medida de impedância foi coletada.
2. Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do bíceps: Inicialmente, o

indivíduo permaneceu em pé com o músculo relaxado durante aproximadamente 1 minuto. Em seguida, a máxima contração voluntária foi executada puxando uma célula de carga para aferição da força (em quilograma-força) por aproximadamente 10 segundos.

3. Flexão e extensão: Um eletrogôniometro foi fixado ao braço para medir a angulação durante movimento de flexão e extensão completas em 3 velocidades diferentes: 30, 60 e 90 movimentos por minuto. O sinal de sEMG foi amostrado durante 1 minuto para cada velocidade.
4. Avaliação de movimentos mastigatórios: Para avaliar a mastigação, os eletrodos foram fixados no músculo masseter com ofertas de pequenas quantidades de amendoim. Ao todo, quatro aquisições foram feitas, sendo duas com a mastigação no lado em que os eletrodos foram posicionados e as outras duas no lado oposto. A abertura e fechamento da boca também foi avaliada, com 10 repetições a cada aquisição.
5. Deglutição: Os eletrodos foram fixados na região dos supra-hoideos, abaixo do queixo. Movimentos de deglutição a seco e deglutição de líquido foram avaliados.

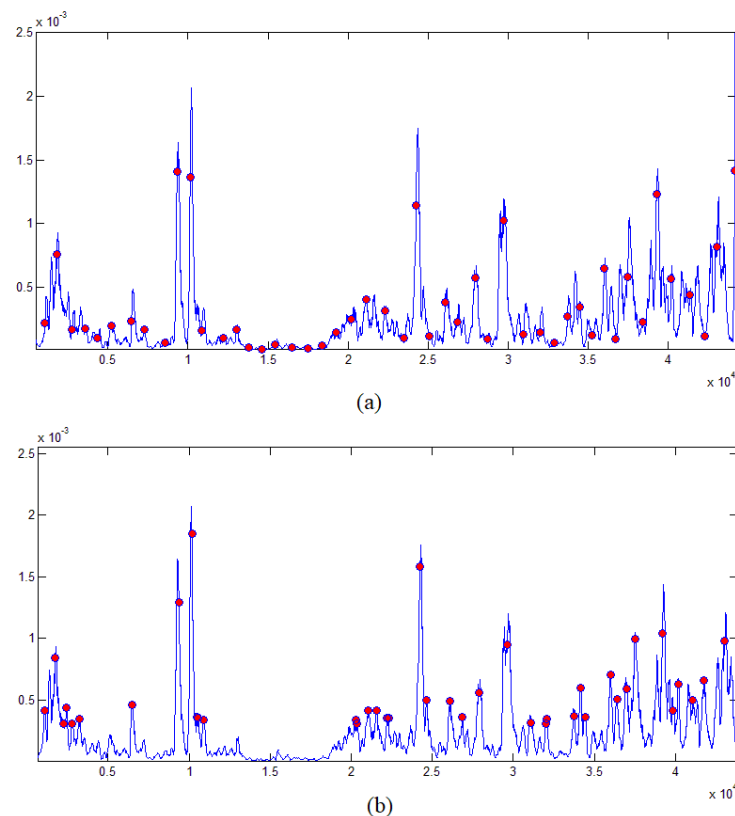
#### 4.2.3 Processamento do sinal e extração de características

As primeiras filtrações realizadas nos sinais adquiridos limita a frequência entre 5 e 300 Hz, implementadas por filtros digitais *Butterworth* de ordem 5. Em seguida um filtro *Notch* foi implementado para rejeitar frequências em 60 Hz e suas harmônicas (120 Hz, 180 Hz, 240 Hz). A FFT dos sinais original e filtrado também foi extraída.

Na etapa seguinte, o sinal é retificado e passa por um filtro de média móvel com janela definida em 150 amostras. Dois algoritmos foram usados para a detecção dos picos deste sinal, sendo um com tamanho de segmento fixo e o outro com tamanho variável e definição de limiar de ruído. O algoritmo de segmento fixo determina os picos baseado em uma janela de tamanho pré-determinado, escolhendo sempre o maior valor dentro deste intervalo. A janela para este algoritmo foi fixada em 700 ms a partir da observação do animal e levando em conta que o sinal de eletromiografia de cada movimento mastigatório é menor que 1 segundo (CAMPOS, 2016). O segundo algoritmo permite a definição de um tamanho de segmento e valor de amplitude mínimo a ser determinado pelo nível do ruído. Dessa forma, o algoritmo determina o início de

um segmento a partir do momento em que o sinal ultrapassar o limiar de ruído e finaliza o mesmo segmento quando o valor for inferior. Se o tamanho do segmento detectado for maior ou igual ao tamanho definido como mínimo, o segmento é adicionado ao conjunto, caso contrário é descartado (KAMEN; GABRIEL, 2015). O comprimento mínimo do segmento foi definido em 30 amostras e o nível de ruído foi determinado a partir da média móvel do sinal sem atividade muscular. A janela para média móvel foi definida em 700 amostras, garantindo a suavização do sinal para determinar um valor médio. Em seguida, os valores máximo e mínimo deste sinal foram extraídos e a mediana determinou o limiar do ruído.

O resultado para ambas as implementações aplicadas em um mesmo sinal é exibido na Figura 45. O limiar de ruído para o algoritmo de janela variável foi definido em  $1,5 \times 10^{-5}$ .

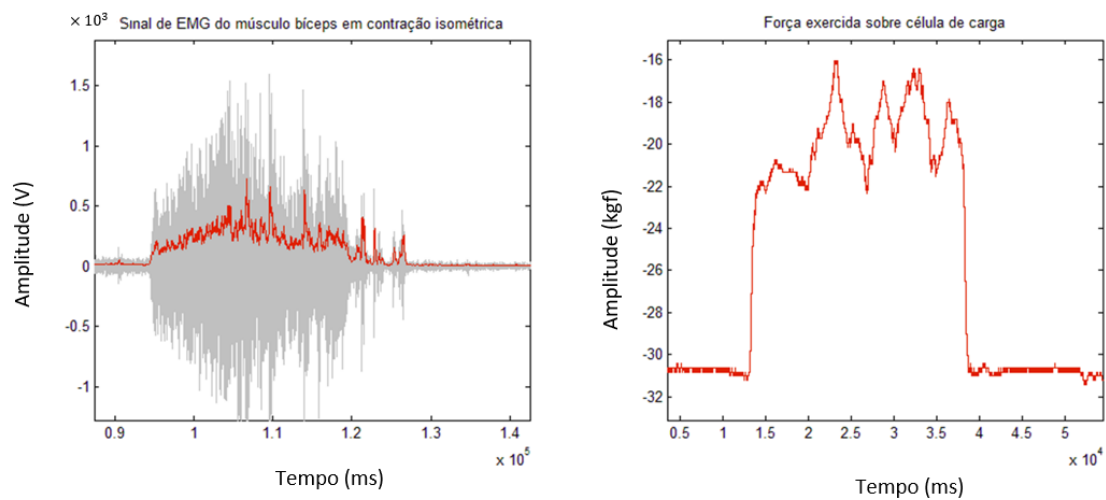


**Figura 45 - Sinal retificado com média móvel e detecção de picos pelo algoritmo (a) de janela fixa e (b) variável  
Fonte: Autoria própria.**

É possível observar que o algoritmo de janela fixa detecta picos durante períodos de repouso, já que não leva em consideração o nível do ruído. De forma geral, o algoritmo de janela variável é mais assertivo e permite a segmentação de sinais de qualquer comprimento.

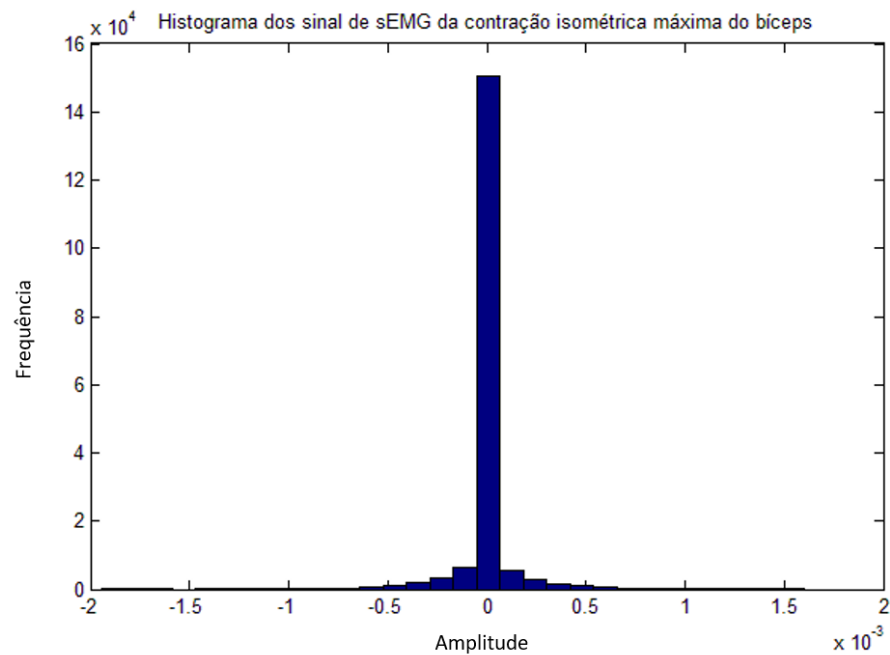
Para os testes em humanos, o maior valor detectado durante a CIVM foi usado para

normalizar os demais sinais do mesmo bloco de teste. Dessa forma, a máxima CIVM do bíceps foi usada para normalizar os dados de flexão e extensão e a CIVM da mandíbula foi usada para normalizar os dados de mastigação. Para os sinais de testes em animais e outros sinais sem a máxima contração determinada, o maior valor detectado do mesmo sinal foi usado na normalização. A Figura 46 apresenta a CIVM do bíceps usada para normalização, adquirido por meio da eletromiografia e do dinamômetro. O valor máximo detectado pelo sinal de eletromiografia foi de 0,7 mV para 16,22 kgf detectado pelo dinamômetro. Dessa forma, a normalização é feita através da divisão de cada amostra do sinal pelo valor máximo da CIVM.



**Figura 46 – Contração isométrica máxima detectada por (a) sEMG e (b) dinamômetro**  
**Fonte: Autoria própria.**

O sinal normalizado foi usado para extrair os valores de HEMG, IEMG e WL. O resultado do HEMG é uma matriz que caracteriza o gráfico da Figura 47.



**Figura 47 - Histograma do sinal de EMG (HEMG) com 30 colunas**  
**Fonte: Autoria própria.**

É possível observar que a maioria dos valores do sinal de eletromiografia se concentram próximos de zero. Para a comparação entre os eletrodos, o valor do atributo HEMG é definido como o valor da coluna central do histograma.

Os valores de SNR foram calculados a partir do quociente entre o sinal e um sinal composto de segmentos sem atividade muscular (em repouso) acima de 5 Hz. Para os testes em humanos, os primeiros 40 segundos que antecedem a contração isométrica foram usados e para os testes em animais, intervalos sem atividade muscular entre as mastigações foram selecionados a partir dos vídeos dos experimentos. O sinal em repouso exclui componentes abaixo de 5 Hz para evitar a interferência dos artefatos de movimento no SNR. Essa interferência é avaliada exclusivamente pelo atributo SAR, calculado a partir do quociente entre o sinal filtrado e o sinal composto pelas componentes de 0 a 5 Hz do sinal bruto.

A matriz  $Eletrodo_i[Segmento_j][Atributos]$  representa todos os dados consolidados, onde cada eletrodo  $i$  possui valores para o conjunto  $Atributos = \{Amplitude\ máxima, SNR, SAR, IEMG, HEMG, WL\}$  de cada segmento  $j$  extraído dos testes a que foi submetido. O vetor de atributos final para cada eletrodo é determinado pela mediana dos valores de cada atributo, definido por:

$$Eletrodo_i[Atributos] = mediana(Eletrodo_i[Segmento_j][Atributos]) \quad 14$$

Finalmente, o vetor de atributos é normalizado entre 0 e 1 de acordo com o valor máximo e mínimo obtidos dos segmentos, seguindo a regra:

$$x' = \frac{x - \min(v)}{\max(v) - \min(v)} \quad , \quad 15$$

onde  $x'$  é o valor  $x$  normalizado com relação ao vetor  $v$ .

#### 4.2.4 Validação dos resultados

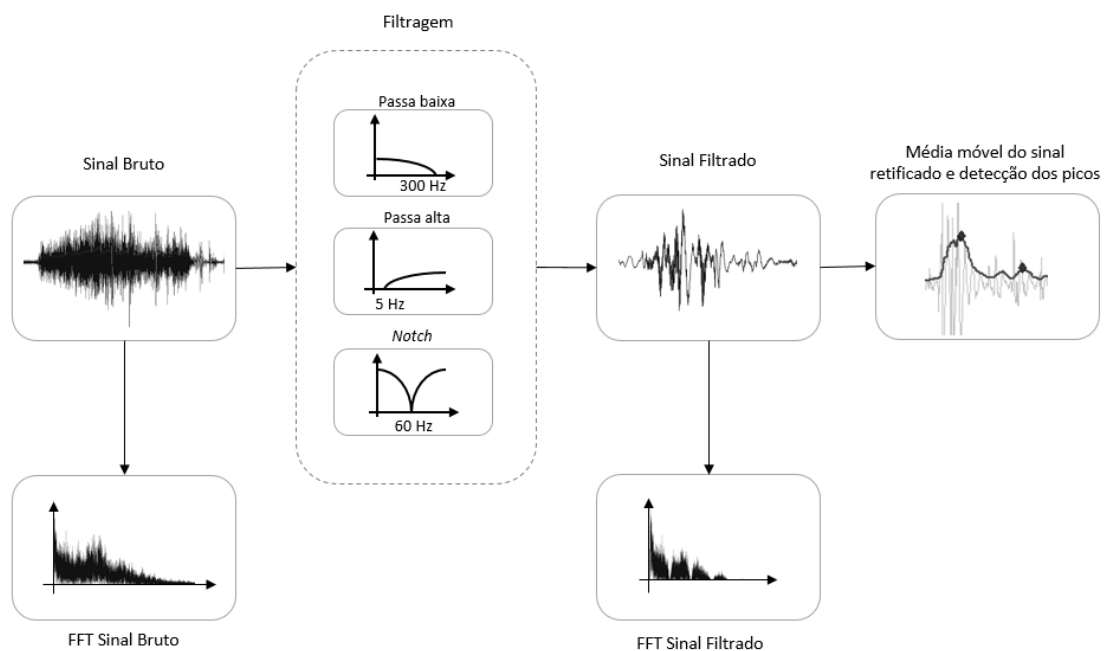
O método proposto será comparado com o método de observação visual e com o uso de eletrodos de Ag/AgCl, e o seu desempenho será determinado através do coeficiente de correlação de Pearson. Este coeficiente descreve a relação entre duas variáveis, sendo elas correlacionadas se as mudanças em uma variável são associadas com as mudanças na outra (HAIR et al, 2009). Dessa forma, o coeficiente de correlação consegue avaliar o quanto o comportamento da função obtida através uso do sistema proposto se aproxima da função obtida através da observação visual.

## 5 RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados obtidos a partir dos sinais de sEMG obtidos nos experimentos em humanos e animais. Na primeira seção, os sinais de sEMG dos movimentos de mastigação dos ruminantes será apresentado em conjunto com os resultados de filtragem e processamento para extração de características. A segunda seção aborda os experimentos realizados em humanos, os atributos extraídos e os resultados das comparações. As observações quanto as impedâncias dos eletrodos também são apresentadas. Por fim, resultados preliminares de testes pilotos em búfalos, para avaliar o comportamento ingestivo, e em humanos, para avaliar a deglutição serão apresentados, reforçando o potencial da sEMG em aplicações diversas.

### 5.1 EXPERIMENTOS EM BOVINOS

Os experimentos com bovinos resultaram na aquisição de 9 sinais de sEMG com três tipos de eletrodos. A primeira análise dos sinais coletados consiste na contagem de mastigações que segue o procedimento da Figura 48 e foi implementado no software Matlab®.



**Figura 48 - Processo de tratamento do sinal de sEMG Bruto para detecção de picos**  
**Fonte: Autoria Própria.**

A primeira etapa é a filtragem do sinal, preservando as componentes na faixa de frequência de 5 a 300 Hz e rejeitando a frequência de 60 Hz e suas harmônicas.

A segunda etapa é a retificação e aplicação do filtro de média móvel para suavização e detecção dos picos. A quantidade de picos detectadas pelos algoritmos de janela fixa e variável foi comparada com a quantidade obtida pela contagem manual de movimentos mastigatórios, resultando nos coeficientes de correlação da Tabela 2.

**Tabela 2 – Contagem Manual versus Contagem Automática**

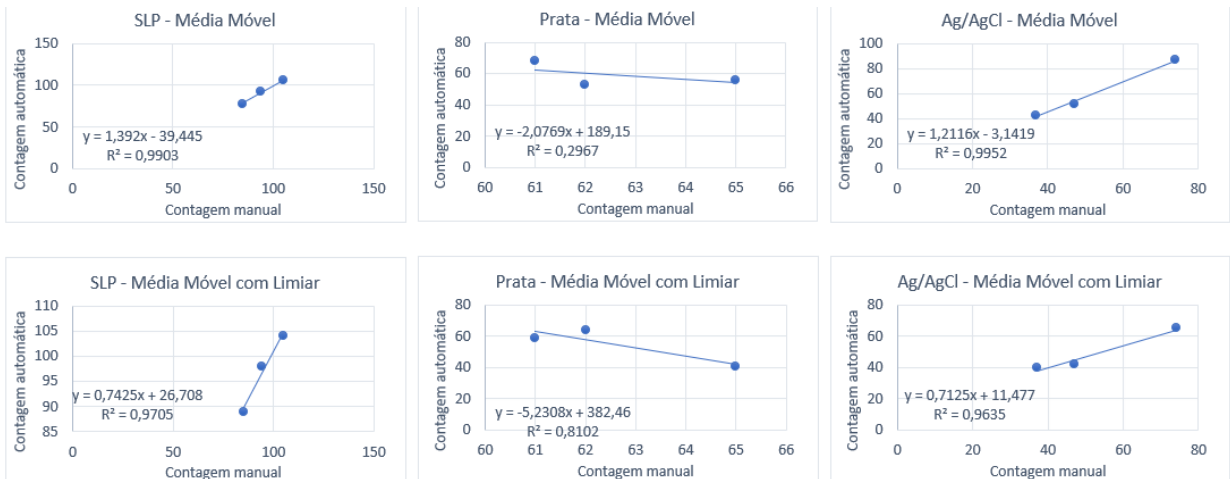
Eletrodo	Correlação (R <sup>2</sup> )	
	Janela fixa	Janela variável
SLP 9 pinos	0,9903	0,9705
Barra de Prata	0,2967	0,8102
Ag/AgCl	0,9952	0,9635

**Fonte: Autoria própria.**

O coeficiente encontrado pelo algoritmo de janela fixa para o eletrodo de prata indica uma correlação não significativa com a contagem manual. Mesmo para o algoritmo de janela variável, a menor correlação continua sendo do eletrodo de prata. O aumento do coeficiente quando aplicado o algoritmo de janela variável se deve a sua maior assertividade em detectar segmentos válidos, já que leva em consideração outras características do sinal. Por exemplo, *spikes* no sinal não geram novos segmentos já que o algoritmo leva em conta o tamanho mínimo da janela variável estabelecido. Além disso, os picos encontrados em intervalo sem atividade muscular são automaticamente considerados ruídos e também não geram novos segmentos. Já o algoritmo de janela fixa, não difere entre picos do sinal e do ruído, podendo detectar segmentos equivocadamente. Ainda, um sinal com largura superior ao definido para a janela fixa será segmentado múltiplas vezes de acordo com o tamanho fixado para a janela, podendo perder informações importantes do segmento impactando análises posteriores.

Os gráficos da Figura 49 indicam a tendência da relação entre contagem manual e automática para ambos os algoritmos testados.

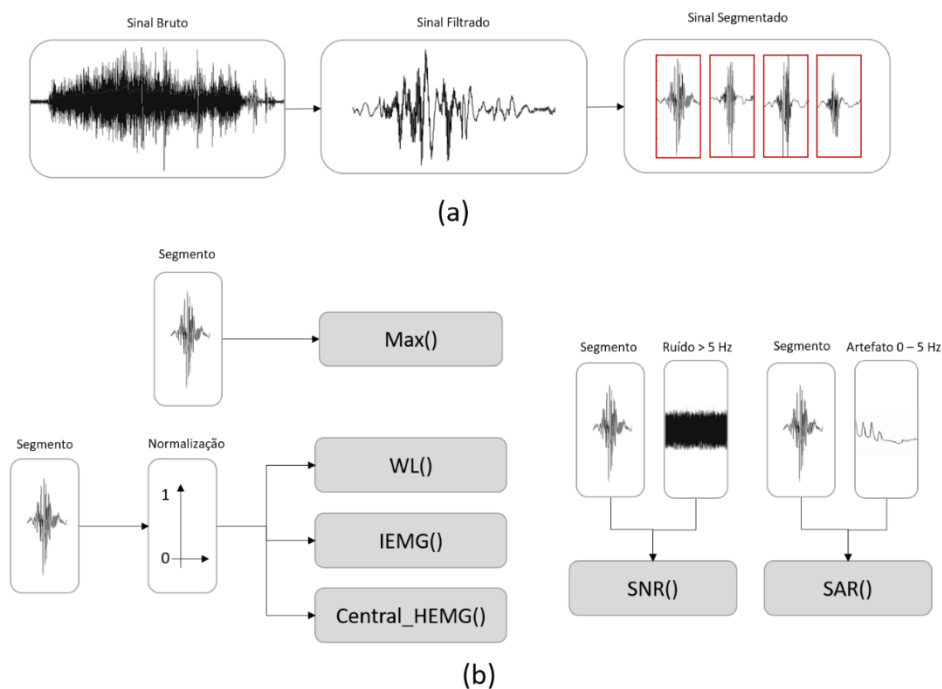




**Figura 49 - Correlação entre contagem manual e automática para os algoritmos de janela fixa (superior) e janela variável (inferior)**  
**Fonte: Autoria Própria.**

As correlações observadas para os eletrodos SLP e Ag/AgCl são significativas, indicando que a qualidade do sinal captado por ambos é satisfatória e permite a detecção de picos com alto grau de correlação com a observação visual.

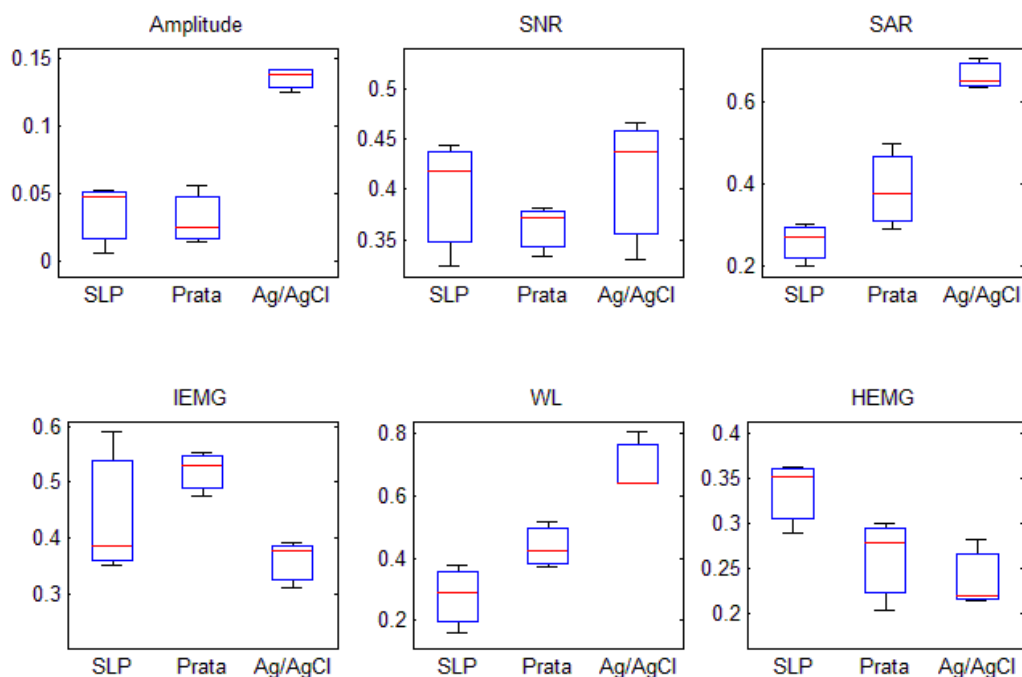
A segunda análise dos sinais de mastigação tem como objetivo extrair atributos que caracterizam o sinal sEMG, sendo eles: amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG. A extração de características seguiu o processo apresentado na Figura 50.



**Figura 50 - Processo para (a) segmentação e (b) extração de características do sinal de sEMG**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Primeiramente, os sinais foram segmentados pelo algoritmo de janela variável e os atributos foram extraídos para cada segmento. Como os atributos IEMG, WL e HEMG são resultado de somatórios envolvendo todo o sinal, é natural que segmentos longos apresentem valores maiores. Para possibilitar a comparação de forma igualitária, os valores de cada atributo foram divididos pelo tamanho total do segmento de onde foram extraídos.

Os vetores resultantes para os três eletrodos usados na aquisição de sEMG em bovinos são representados na Figura 51 por diagramas *boxplot*.



**Figura 51 - Comparação entre os atributos característicos do sinal de EMG. As linhas nos extremos das caixas representam o intervalo de valores presentes no sinal que estão dentro do intervalo de confiança de 5%, enquanto a linha em vermelho representa a mediana destes valores. Os limites das caixas retangulares são definidos a partir dos percentis 25 e 75.**

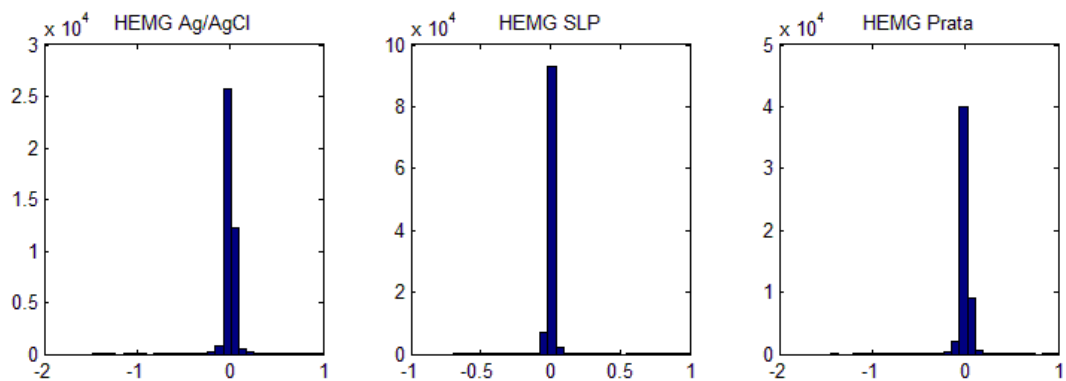
**Fonte: Autoria Própria.**

As amplitudes alcançadas pelo eletrodo Ag/AgCl são nitidamente superiores aos de placa metálica, que por sua vez, possuem resultados similares para este atributo. Este resultado já era esperado, considerando que a impedância eletrodo-pele é reduzida consideravelmente pelo gel eletrolítico, permitindo a aquisição de sinais de maior magnitude.

A IEMG indica que a potência do sinal oriundos dos eletrodos metálicos alcançaram valores levemente superiores ao Ag/AgCl, embora as medianas encontradas estejam próximas o suficiente para que os três eletrodos possam ser considerados equivalentes quanto a este atributo.

O comprimento de forma de onda, representado pelo atributo WL indica que o eletrodo de Ag/AgCl apresenta variações maiores entre amostras, resultando em um valor de WL superior aos demais eletrodos. O SLP é o que apresentou menor variabilidade, sendo um indicativo de menor sensibilidade em relação ao de Ag/AgCl. Novamente, as medianas para ambos os eletrodos metálicos são próximas, indicando que os sinais captados por ambos apresentam complexidade similar.

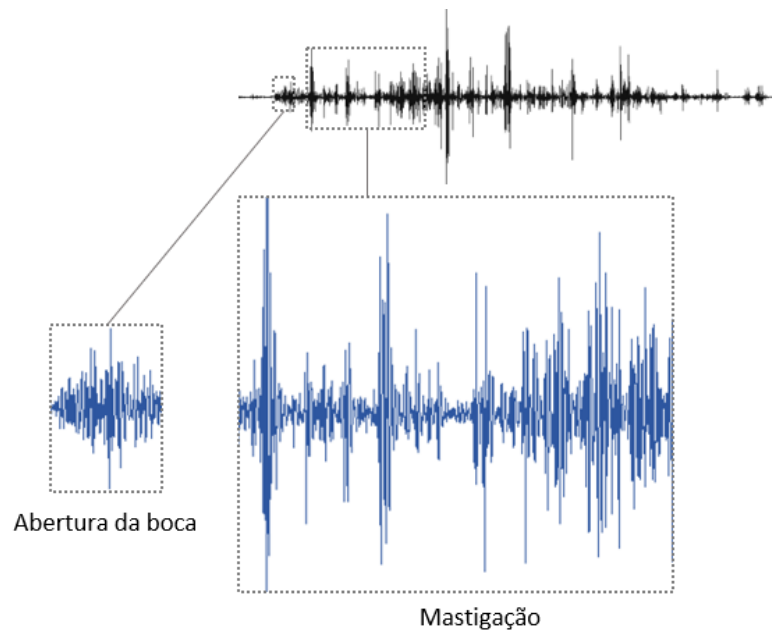
Os valores centrais do histograma de EMG, representado pelo atributo HEMG, indica que os sinais captados pelo eletrodo Ag/AgCl e barra de prata possuem uma distribuição melhor de amplitude, enquanto o SLP teve maior concentração de valores na sua coluna central. Isso é comprovado pelo histograma da Figura 52, retirado de um sinal normalizado de cada eletrodo em uma rodada de testes. O eixo horizontal corresponde as amplitudes detectadas no sinal, enquanto o eixo vertical corresponde à frequência com que cada amplitude é encontrada. No caso do eletrodo SLP, a coluna central apresenta um valor muito superior as colunas vizinhas, enquanto o eletrodo Ag/AgCl tem uma distribuição melhor.



**Figura 52 - HEMG de três sinais, captados por eletrodos Ag/AgCl, SLP e barra de prata**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Para o atributo SNR, todos os eletrodos apresentam intervalos de valores similares, sendo que o eletrodo de barra de prata detém a menor razão entre os três. Já o atributo SAR revela a superioridade do eletrodo de Ag/AgCl em relação aos metálicos. É importante ressaltar que embora o eletrodo de prata apresente valores superiores de SAR com relação ao SLP, algumas dificuldades foram encontradas com relação a fixação deste eletrodo durante o experimento, sendo necessário descartar sinais desta análise em razão do mal contato. Portanto, devido às limitações durante os testes, o SLP ainda é considerado superior no quesito confiabilidade de contato, enquanto o de prata não foi considerado um bom candidato para experimentos futuros envolvendo animais.

A Figura 53 apresenta a característica do sinal de mastigação do bovino, segmentado a partir da visualização do vídeo do experimento, cuja aquisição foi realizada por eletrodos SLP de 9 pinos. O movimento de abrir a boca para captar alimento difere do movimento de mastigar, sendo que o primeiro apresenta amplitude máxima inferior, além de menor variação da magnitude do sinal entre as amostras.



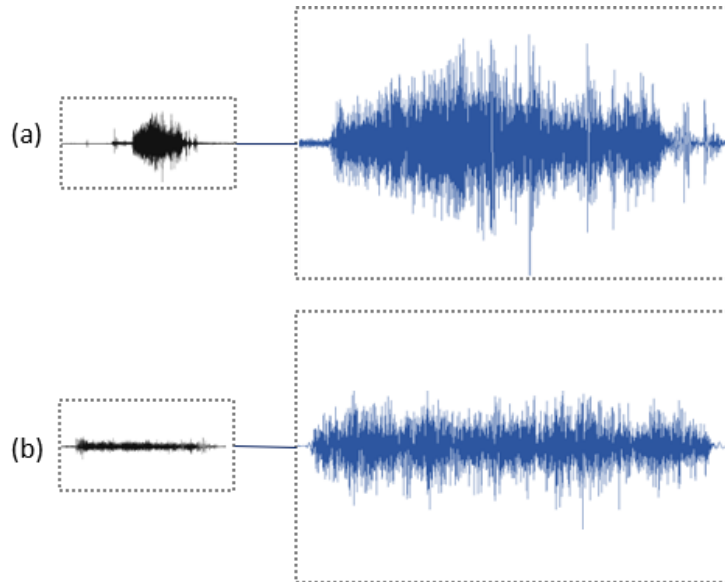
**Figura 53 - Característica do sinal de abertura da boca e movimentos mastigatórios do músculo masseter de bovinos.**  
**Fonte: Autoria própria.**

## 5.2 EXPERIMENTOS EM HUMANOS

O experimento em animais tem como objetivo principal avaliar a interface eletrodo-pele. O principal resultado está relacionado a capacidade do eletrodo de realizar a aquisição mesmo com a presença dos pelos e resistir aos movimentos bruscos do animal. Entretanto, para avaliar a qualidade do sinal amostrado é necessário ter um controle maior sobre o experimento e sobre as variáveis que podem afetar o sinal. Em razão disso, uma série de testes foram conduzidos em humanos para avaliar o comportamento do músculo bíceps e do músculo masseter.

O processamento dos dados seguiu o mesmo procedimento descrito anteriormente e ilustrado pela Figura 45 e Figura 50. O sinal de CIVM para o bíceps e o masseter são apresentados na Figura 54 e foram usados para normalizar os sinais de cada bloco de testes ao

qual fizeram parte. A contração isométrica do masseter apresenta amplitudes menores, enquanto a sinal do bíceps para este movimento apresenta variações e amplitudes maiores.



**Figura 54 - Característica do sinal de EMG captado por SLP 9 durante contração isométrica máxima do músculo (a) bíceps e (b) masseter em seres humanos**

**Fonte: Autoria própria.**

### 5.2.1 FLEXÃO E EXTENSÃO

O primeiro sinal captado neste bloco de testes foi a CIVM para detecção de máxima força exercida pelo músculo. A quadr o maior valor de sEMG detectado ao maior valor de força medido pelo dinamômetro para os eletrodos Ag/AgCl e SLP de 9, 4 e 1 pinos.

**Tabela 3 – Relação entre força e amplitude sEMG**

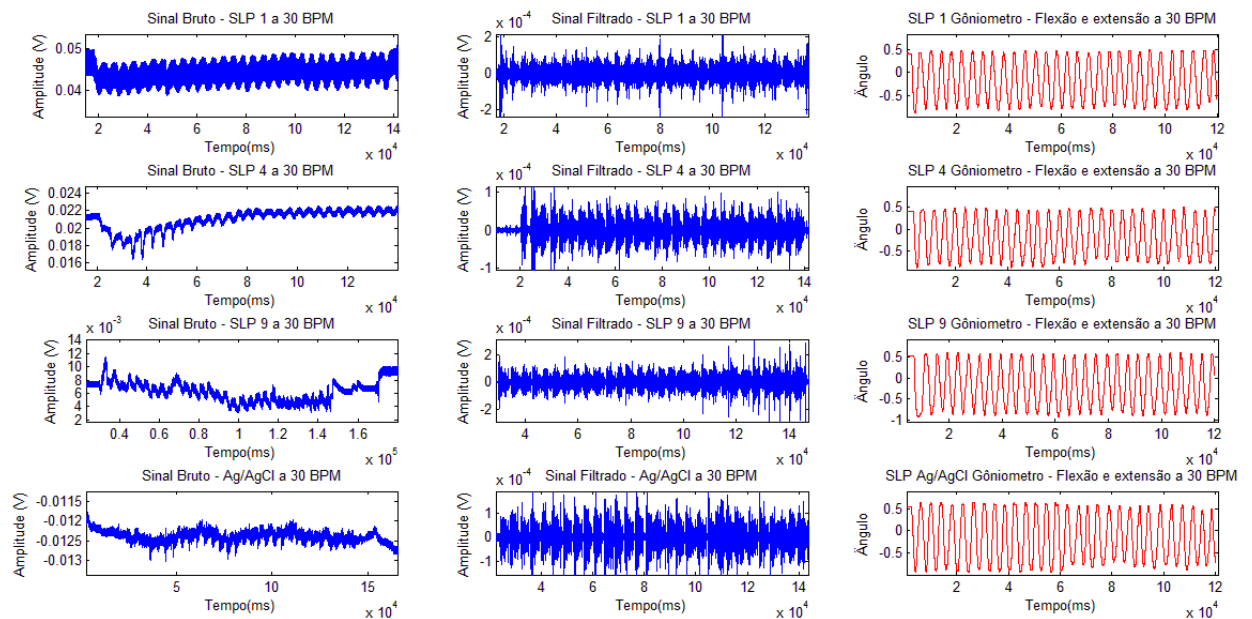
Eletrodo	Valor máximo de sEMG ( $10^{-4}$ V)	Valor máximo no Dinamômetro (kgf)
SLP 9 pinos	7,2453	16,0170
SLP 4 pinos	1,9018	14,3044
SLP 1 pino	3,9481	13,7000
Ag/AgCl	4,8179	9,9727

**Fonte: Autoria própria.**

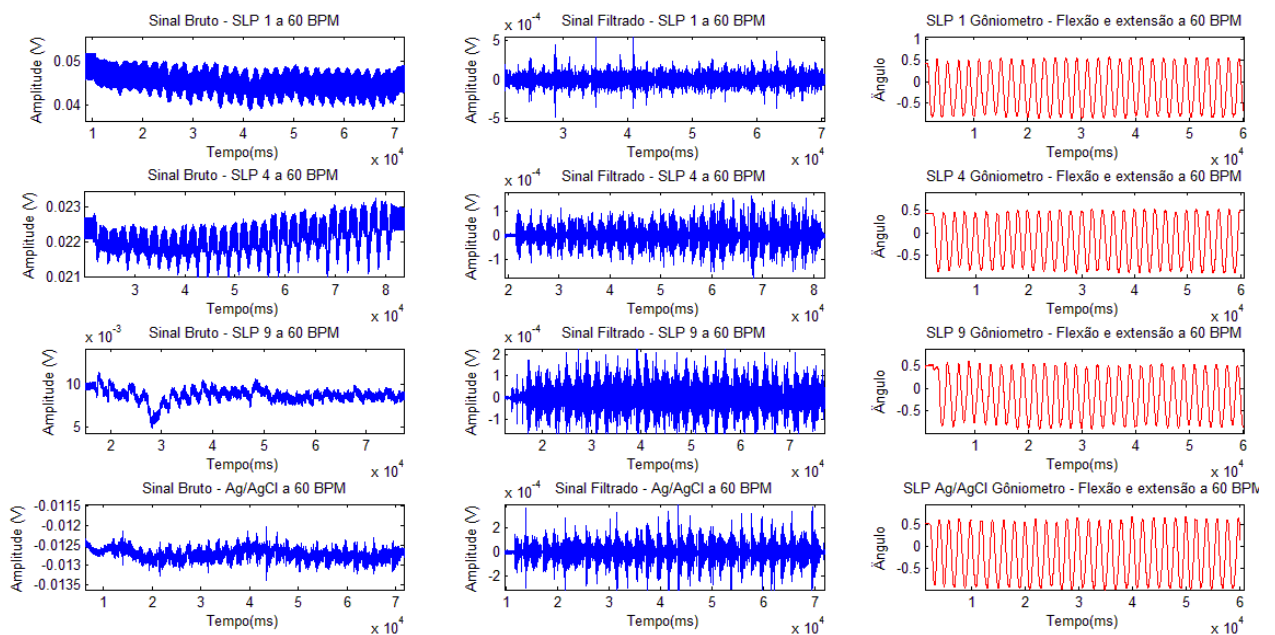
A força medida pelo dinamômetro indica um valor decrescente ao longo do experimento em razão da fadiga do músculo. Por isso, a máxima amplitude do sinal de sEMG durante CIVM é usada para normalizar os sinais.

Para realizar a avaliação dos eletrodos, movimentos de flexão e extensão completa

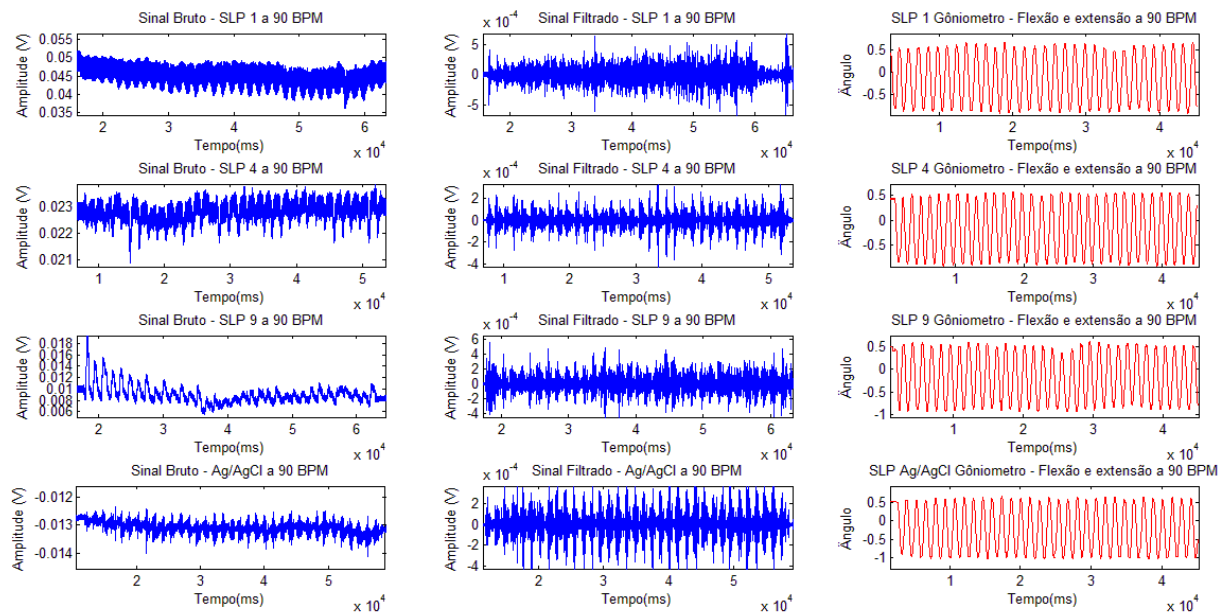
foram efetuados em três velocidades diferentes. Um eletrogoniômetro foi usado para registrar a angulação do braço durante os movimentos, e o resultado desta aquisição em conjunto com o sinal bruto e filtrado é exibido na Figura 55 para velocidade baixa, na Figura 56 para velocidade média e na Figura 57 para velocidade alta.



**Figura 55 - Sinal bruto e filtrado de sEMG e sinal do goniômetro para velocidade baixa (30 BPM)**  
**Fonte: Autoria Própria.**



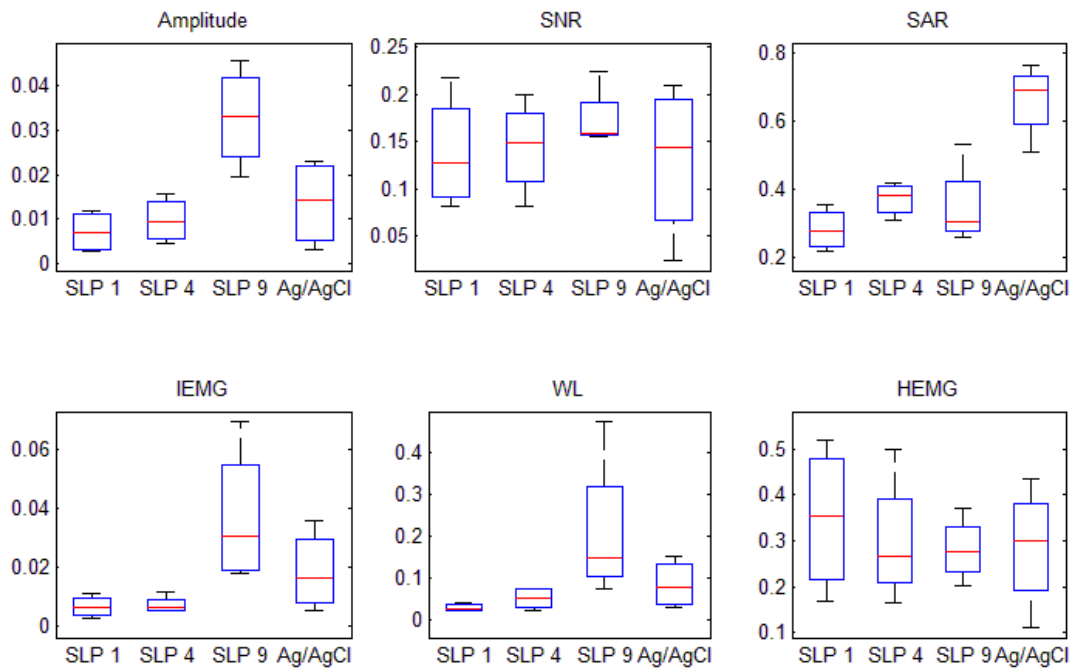
**Figura 56 - Sinal bruto e filtrado de sEMG e sinal do goniômetro para velocidade média (60 BPM)**  
**Fonte: Autoria Própria.**



**Figura 57 - Sinal bruto e filtrado de sEMG e sinal do goniômetro para velocidade alta (90 BPM)**  
**Fonte: Autoria Própria.**

De forma geral, o eletrodo SLP de 1 pino apresentou os piores sinais, enquanto os eletrodos SLP 4 e Ag/AgCl registraram sinais com segmentos mais evidentes. O SLP 9 apresentou qualidade satisfatória, entretanto, o tamanho deste eletrodo aumenta as chances de captar sinais de músculos vizinhos (*crosstalk*) enquanto o SLP 4 possui maior seletividade. Em teoria, o SLP 1 seria o eletrodo com melhor desempenho nesse quesito, mas o fato de aquisição ser feita por apenas um pino aumenta a dependência do eletrodo quanto ao bom contato deste único pino.

A qualidade dos sinais foi avaliada após a filtragem e segmentação, extraindo os atributos de amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG. Os resultados obtidos são mostrados na Figura 58.



**Figura 58 - Comparação dos eletrodos pelos atributos de Amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG.**

**Fonte: Autoria Própria.**

Os extremos das caixas do HEMG indicam a semelhança de todos os eletrodos quanto a distribuição das amplitudes, com medianas próximas o suficiente para considerar todos equivalentes quanto a este atributo.

Todos os eletrodos apresentam valores de SNR em um mesmo intervalo, sendo que o eletrodo de Ag/AgCl apresenta a maior variação, tendo um desempenho até mesmo inferior que os eletrodos metálicos em alguns casos. O SLP de 9 pinos tem a menor variação de SNR, se concentrando no intervalo de valores mais próximo a 1, ou seja, mais próximo ao valor desejável.

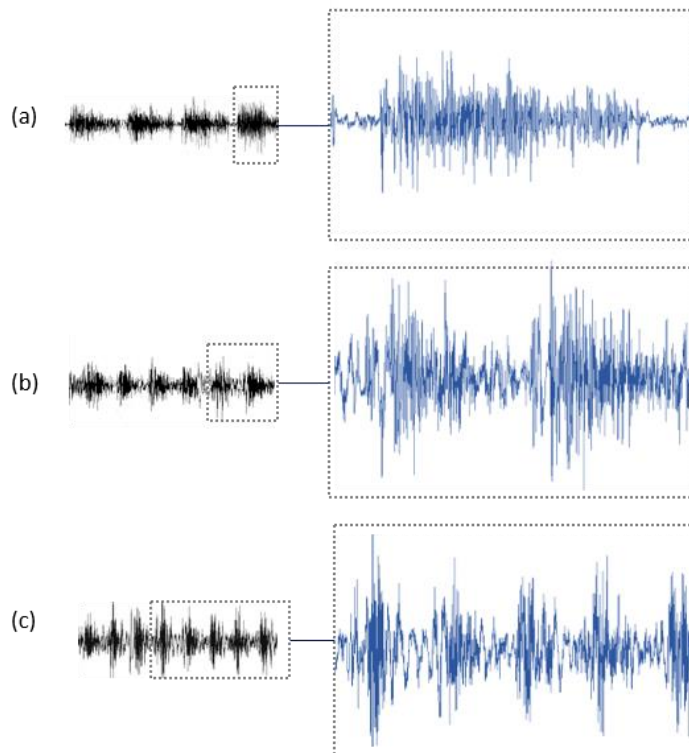
O atributo WL indica que a maior sensibilidade é detectada nos sinais pelos eletrodos de Ag/AgCl e SLP de 9 pinos. É possível observar um decréscimo na sensibilidade com a diminuição do número de pinos do eletrodo, sendo que o SLP de 4 pinos é o que apresenta maior semelhança com o eletrodo convencional de Ag/AgCl.

Os sinais de maior potência são captados pelos eletrodos Ag/AgCl e SLP 9, como indica o diagrama do atributo IEMG. Os eletrodos de 4 e 1 pino apresentaram a menor potência registrada nos sinais, mas ainda se encontram no intervalo dos percentis 25 e 75 do eletrodo de Ag/AgCl e são, portanto, equivalentes ao eletrodo convencional. O mesmo acontece para o atributo de amplitude para os eletrodos SLP 1, SLP 4 e Ag/AgCl, sendo que o SLP de 9 pinos alcança valores superiores em relação aos demais.



O atributo SAR revelou mais uma vez a sensibilidade dos eletrodos metálicos a artefatos de movimento em relação ao de Ag/AgCl. Os intervalos das caixas e as medianas indicam que a quantidade de pinos do SLP teve pouca influência nesse quesito.

A característica dos sinais captados pelo eletrodo SLP 9 para as três velocidades é apresentada na Figura 59.

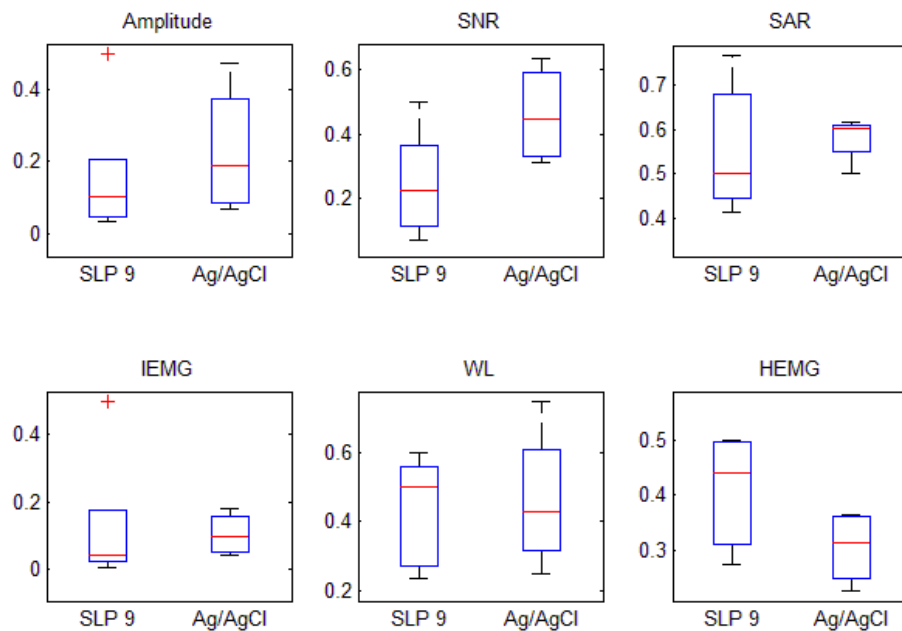


**Figura 59 - Característica dos sinais de flexão de extensão do bíceps em velocidade (a) lenta (b) média e (c) rápida  
Fonte: Autoria própria.**

Observa-se que as características dos sinais em diferentes velocidades permanecem as mesmas, com exceção da duração do segmento e intervalo de repouso entre um movimento e outro. Para todos os eletrodos, a medida que a velocidade aumenta, maior é a tendência em ocorrer a sobreposição dos sinais de forma que o final de um segmento sobrepõe o início de outro. Para efeitos de classificação, essa característica evidencia a necessidade de usar um algoritmo de segmentação que permita a sobreposição de forma a preservar o sinal como um todo no interior da janela. É possível que o nível de ruído selecionado no algoritmo de janela variável não permita a correta distinção entre os movimentos, já que a sobreposição está acima do limiar de ruído. Uma possível solução é a adaptação do algoritmo para levar em consideração a tendência do movimento. Dessa forma, a segmentação ocorre quando uma mudança na tendência do movimento é detectada.

## 5.2.2 MASTIGAÇÃO

A avaliação dos sinais mastigatórios seguiu os mesmos passos do bloco de testes de flexão e extensão do bíceps. O sinal de isometria foi usado para normalização dos vetores e os atributos de amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG foram calculados. O resultado é exibido na Figura 60.



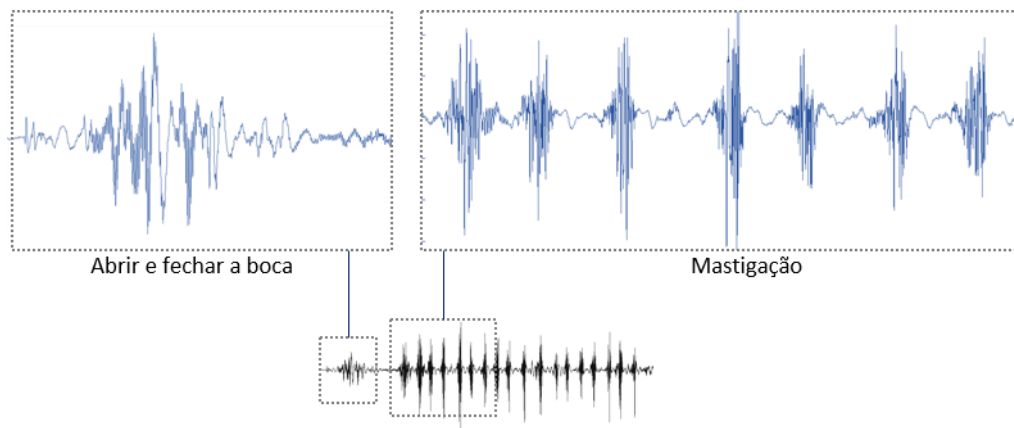
**Figura 60 – Comparação dos eletrodos SLP de 9 pinos e Ag/AgCl com relação aos atributos de amplitude máxima, SNR, SAR, IEMG, WL e HEMG. Os valores representados por sinal de soma (+) são valores fora do intervalo de confiança  
Fonte: Autoria Própria.**

Os diagramas *boxplot* sugerem que os eletrodos SLP 9 e Ag/AgCl são equivalentes para todos os atributos extraídos, salvo algumas observações. O atributo SAR indica que em alguns segmentos o eletrodo SLP sofreu maior interferência dos artefatos de movimento, enquanto o eletrodo Ag/AgCl manteve um intervalo constante e, portanto, menor sensibilidade a movimentações do cabo ou da interface com a pele.

O eletrodo convencional apresentou um intervalo de amplitudes maior que o SLP, mas as medianas de ambos permaneceram próximas. O atributo SNR revela que o eletrodo Ag/AgCl ainda apresenta valores melhores, indicando que o nível de ruído captado pelo SLP foi superior. A distribuição das amplitudes, determinada pelo HEMG indica que existe maior concentração na coluna central para o SLP. O eletrodo convencional é mais sensível ao biopotencial, apresentando maiores variações de amplitude ao longo do movimento, o que é

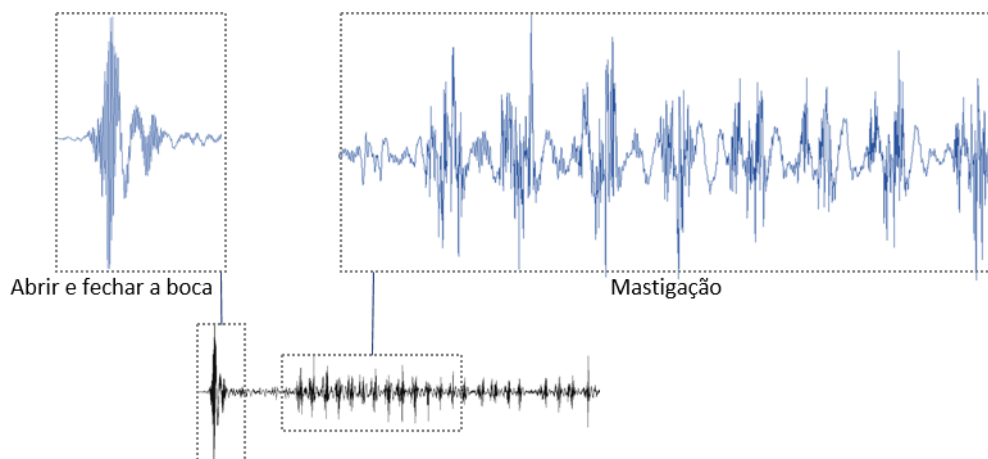
comprovado pelo diagrama de WL. Entretanto, os percentis 25 e 75 para ambos os eletrodos coincidem, indicando que são equivalentes quanto a complexidade de forma de onda.

A Figura 61 apresenta um sinal registrado pelo SLP 9 para o movimento de mastigação realizado no mesmo lado em que os eletrodos foram posicionados.



**Figura 61 - Característica do sinal de sEMG do músculo masseter ao abrir e fechar a boca e realizar movimentos de mastigação no mesmo lado em que os eletrodos foram posicionados**  
**Fonte: Autoria Própria.**

A figura indica que o movimento de abrir e fechar a boca tem menor amplitude e maior duração que os segmentos relativos a mastigação. Entretanto, quando a mastigação ocorre no lado oposto ao eletrodo, a amplitude do sinal de abrir e fechar a boca é superior aos segmentos relativos a mastigação, como mostra a Figura 62.



**Figura 62 - Característica do sinal de sEMG do músculo masseter ao abrir e fechar a boca e realizar movimentos de mastigação no lado oposto ao que os eletrodos foram posicionados**  
**Fonte: Autoria Própria.**

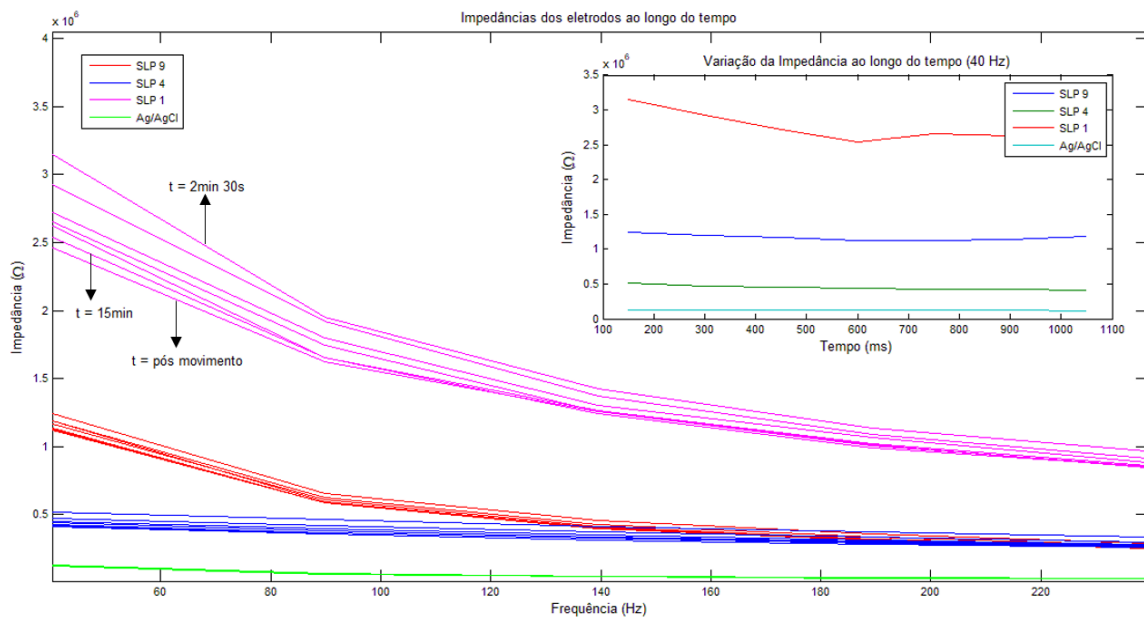
Essa característica indica que para efeitos de classificação, o atributo de amplitude não

é o suficiente para identificar corretamente o movimento, exigindo que mais informações sejam extraídas do segmento e levadas em consideração.

### 5.2.3 ANÁLISE DE IMPEDÂNCIA

A impedância eletrodo-pele é um parâmetro crucial para avaliar a qualidade dos eletrodos, considerando que impedâncias altas e instáveis podem levar a grande atenuação do sinal e aumento da interferência por artefatos de movimento. Além disso, valores maiores podem aumentar o problema causado pela diferença de impedância entre os eletrodos diferenciais. Por essa razão, os eletrodos SLP foram comparados ao eletrodo convencional em função do tempo, frequência e número de pinos.

A Figura 63 apresenta o comportamento dos eletrodos no intervalo de frequência entre 40 e 240 Hz.



**Figura 63 - Variação da impedância de todos os eletrodos ao longo de 15 minutos. Cada linha corresponde as amostras de impedância coletadas nos tempos 2min30, 5min, 7min30s, 10min, 12min30s, 15min e após o movimento e estão apresentadas nesta ordem**  
**Fonte: Aatoria Própria.**

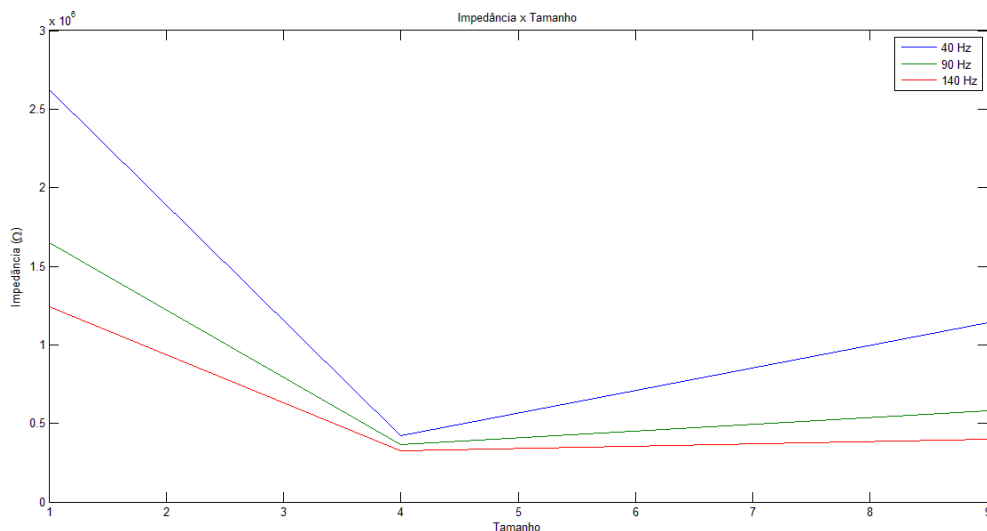
O resultado indica que o eletrodo de 1 pino apresenta os maiores valores de impedância com relação aos demais. Os eletrodos SLP 9 e SLP 4 tiveram os menores valores de impedâncias, sendo que o SLP 4 apresentou valores extremamente próximos ao eletrodo de Ag/AgCl. Além disso, é possível observar que este eletrodo tem comportamento semelhante ao

convencional em todo o espectro de frequência.

O segundo gráfico da figura mostra o comportamento dos eletrodos na frequência de 40 Hz, onde o sinal de EMG concentra boa parte de sua energia. Nessa frequência, a menor impedância registrada é do eletrodo Ag/AgCl com 131,5 k $\Omega$ , seguido pelo SLP 4 com 515,3 k $\Omega$  e pelo SLP 9 com 1,247 M $\Omega$ . O SLP 1 teve o maior valor de impedância com 3,157 M $\Omega$ .

Outra observação relevante com relação a estes resultados é a confirmação de que a impedância dos eletrodos metálicos diminui com o tempo, alcançando uma estabilização satisfatória após 15 minutos. Isso é mais evidente em baixas frequências, sendo que a movimentação do músculo não influenciou na redução, já que a variação observada condiz com a variação típica no intervalo de 2 minutos e 30 segundos.

O gráfico da Figura 64 apresenta a variação de impedância com relação ao número de pinos do SLP para as frequências 40, 90 e 140 Hz onde está a maior parte do sinal EMG.



**Figura 64 - Variação da impedância com relação a quantidade de pinos para as frequências 40, 90 e 140 Hz**

**Fonte: Autoria Própria.**

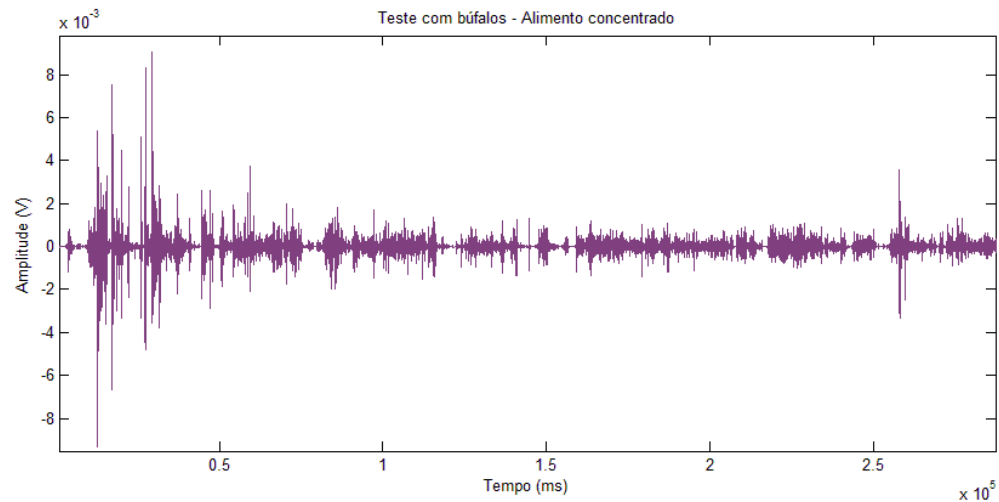
A impedância observada para o SLP 4 mostra que os valores absolutos são menores e a variação entre as frequências também é menor, indicando que este eletrodo tem a maior estabilidade dentre os metálicos. Os resultados para o SLP 1 e SLP 9 indicam que para estes eletrodos existe maior variação com relação a frequência. Isso significa que componentes de baixa frequência (40 Hz) terão atenuação superior a componentes em frequências maiores, comprometendo a qualidade do sinal amostrado.

É importante ressaltar que a impedância não leva em conta apenas a resistência encontrada entre os eletrodos e a pele. Os valores de impedância também são determinados pelas características capacitivas deste contato, o que explica a variação com relação a frequência e a alta impedância encontrada para o menor eletrodo metálico. A alta impedância em baixa frequências e baixa impedância em alta frequência é uma evidência da presença significativa de comportamento capacitivo.

### 5.3 TESTES PILOTO

Para averiguar a capacidade dos eletrodos em diferentes tipos de pelagens, um teste piloto foi realizado com búfalos que possuem pelagem mais longa e espaçada. O cabresto confeccionado para bovinos da raça *Jersey* permitiu a aquisição do sinal do músculo masseter em búfalos devido as regulagens disponíveis.

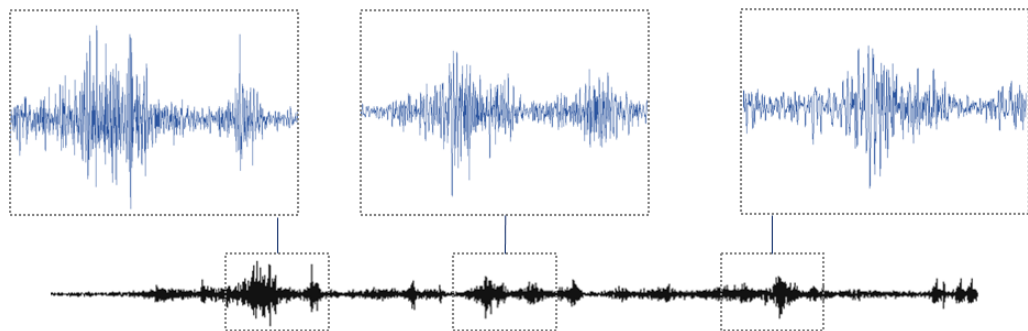
A primeira tentativa de posicionamento não foi bem-sucedida, já que o cabresto não era suficientemente grande para a estrutura do búfalo. Uma tentativa de fixação com fita adesiva provocou inquietação no animal impossibilitando qualquer aquisição de sinal. Foi necessário selecionar um búfalo com estrutura menor, possibilitando o uso do cabresto. Poucos minutos após a colocação do cabresto, o animal se mostrou mais calmo e possibilitou o teste. Entretanto, um novo cabresto deverá ser confeccionado, para garantir o posicionamento correto em experimentos futuros. A Figura 65 apresenta o sinal da mastigação do animal quando ofertado uma quantidade aleatória de alimento concentrado. O sinal apresenta períodos de mastigação e repouso característicos, provando que os eletrodos SLP de 9 pinos são capazes de adquirir biopotenciais em diferentes superfícies.



**Figura 65 - Sinal mastigatório oriundo do músculo masseter de um búfalo**  
**Fonte: Autoria Própria.**

A principal observação feita durante este experimento está relacionada ao comportamento do animal ao uso dos eletrodos. A adaptação prévia ao uso do cabresto e o jejum do animal são medidas a serem adotadas para assegurar que o animal não perceba a presença dos eletrodos e aceite as ofertas de alimento.

O segundo teste piloto conduzido diz respeito aos movimentos de deglutição em humanos, que pode fornecer informações adicionais quando usados em conjunto aos movimentos mastigatórios do músculo masseter. A Figura 66 apresenta a característica do sinal captado por eletrodos SLP 9 quando 3 movimentos de deglutição foram efetuados.



**Figura 66 - Característica do sinal de deglutição, captado da região dos supra hioideos por eletrodos SLP 9.**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Cada movimento é composto de dois segmentos distintos, sendo que o primeiro apresenta maior amplitude em relação ao segundo. Essa característica indica que para classificar

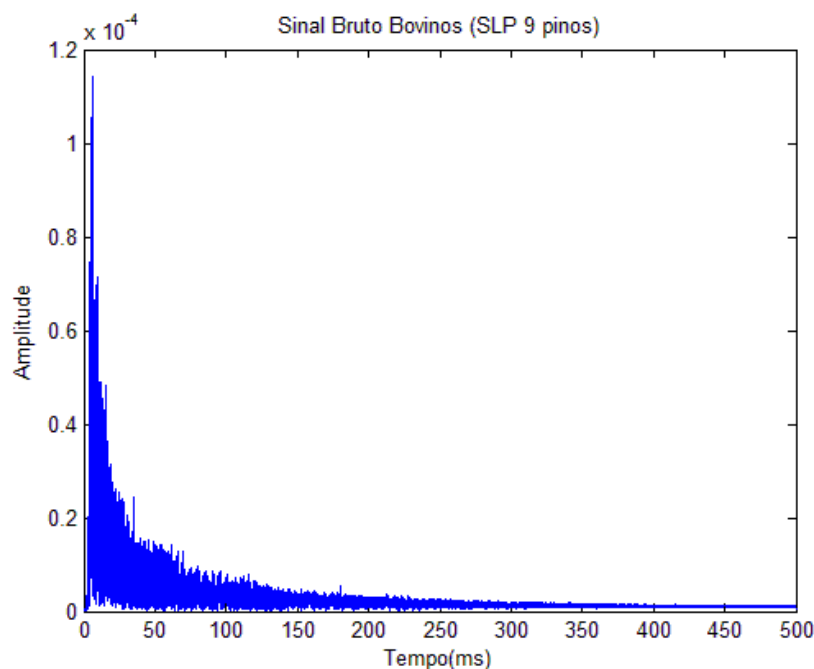
o sinal como movimento de deglutição, dois segmentos em sequência devem ser considerados. Também é possível observar que o movimento de abrir e fechar a boca não é significativo, permitindo a aquisição do sinal de deglutição sem interferências.

#### 5.4 ANÁLISE DE RUÍDO

Os experimentos descritos neste trabalho foram realizados em três localidades diferentes, sendo uma oportunidade para avaliar os níveis de ruído presente em cada ambiente.

Para garantir que a comparação seja feita de forma igualitária, apenas os sinais captados pelos eletrodos SLP 9 serão usados na avaliação. Esses eletrodos foram usados nos três experimentos e, portanto, não existem variações quanto ao contato ou a susceptibilidade a interferências. Todas as FFT foram extraídas dos sinais filtrados acima de 5 Hz, para englobar apenas as componentes referentes as interferências da rede elétrica.

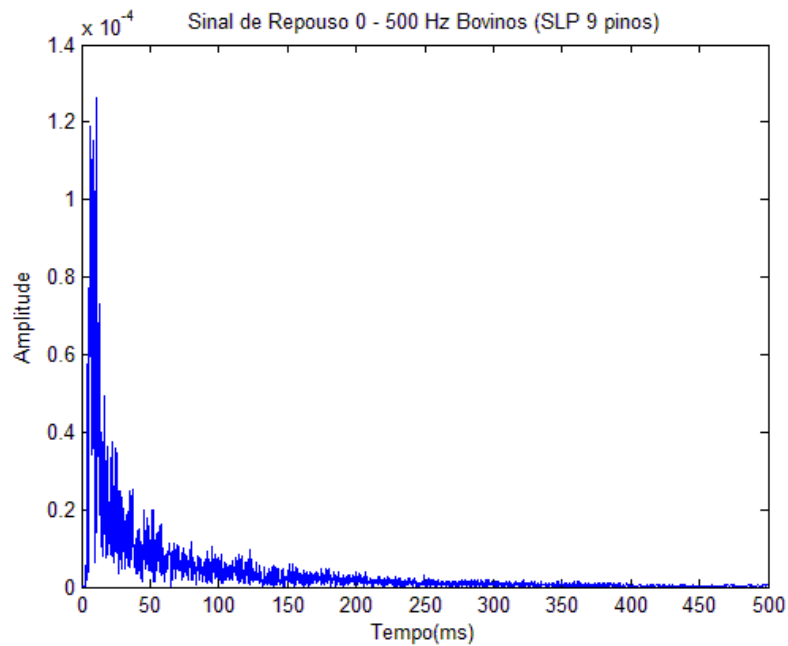
A Figura 67 apresenta a FFT de um sinal captado durante testes no IAPAR de Pato Branco. O local não possui interferências visíveis, o que é comprovado pelo espectro de frequência de um sinal de mastigação. As maiores componentes observadas estão em baixas frequências e são referentes aos artefatos de movimento que podem chegar a até 20 Hz.



**Figura 67 - Espectro de frequência do sinal captado no IAPAR de Pato Branco - PR  
Fonte: Autoria Própria.**

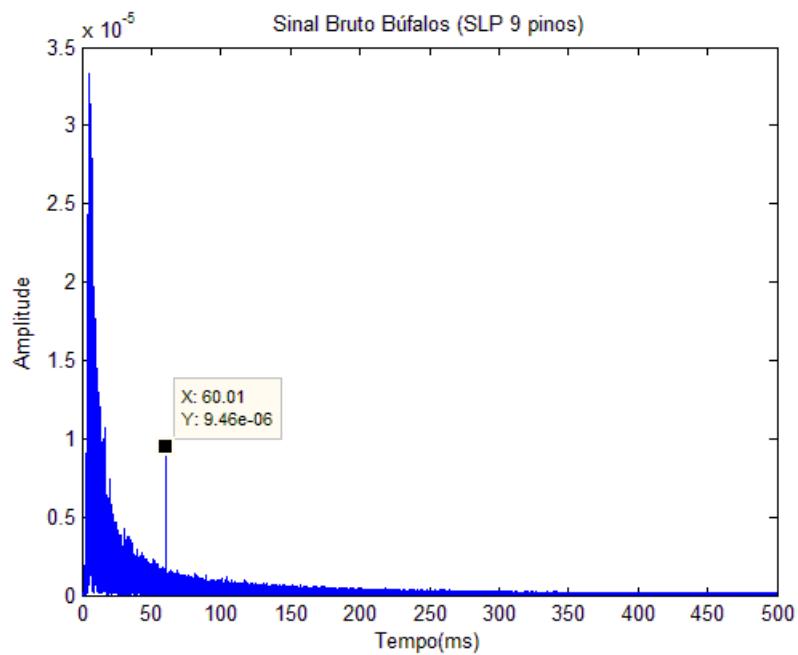


A análise do espectro de frequência de um sinal em repouso, registrado no mesmo local e exibido pela Figura 68, prova que as interferências causadas pela rede elétrica não são suficientes para afetar o sinal de EMG. Nesse caso, a etapa de filtragem com rejeita-banda em 60 Hz não é necessária, o que possibilita preservar as componentes de EMG que estão nessa frequência.



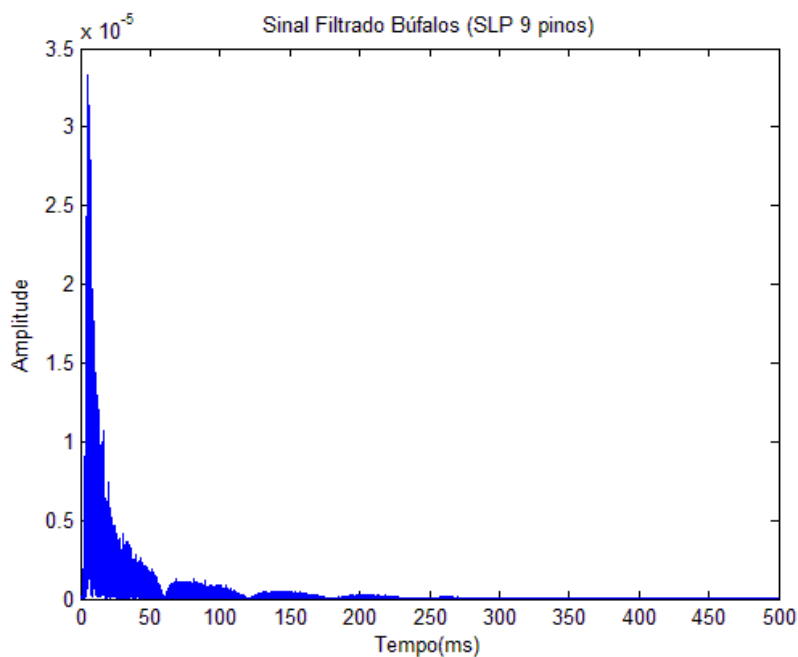
**Figura 68 - FFT de sinal de EMG em repouso, sem atividade muscular e com intervalo de frequência entre 5 e 500 Hz captado no IAPAR de Pato Branco - PR  
Fonte: Autoria Própria.**

A FFT dos experimentos realizados com búfalos no IAPAR em Lapa indica que a interferência neste local tem componentes significativas em 60 Hz, como mostra a Figura 69.



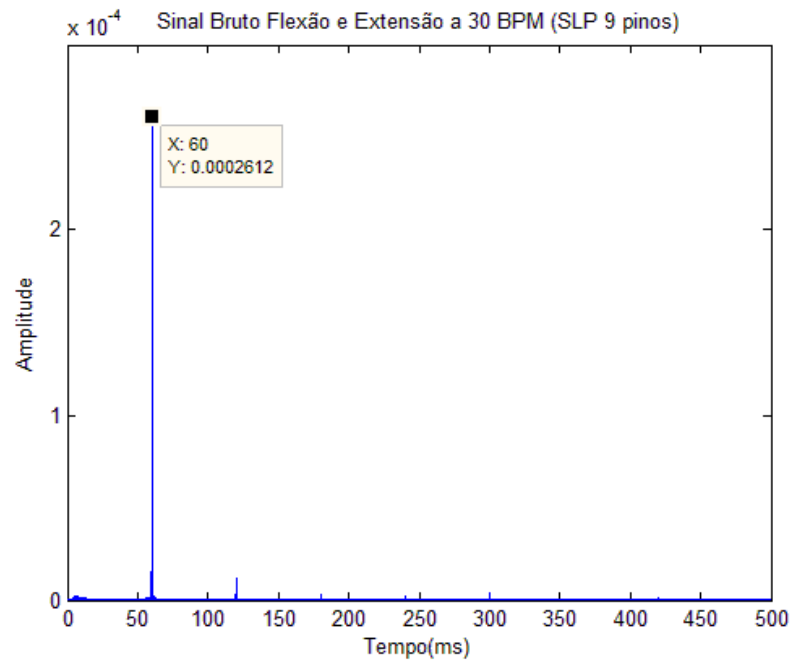
**Figura 69 - FFT de sinais captados no IAPAR em Lapa - PR**  
**Fonte: Autoria Própria.**

A componente apresenta magnitude de  $9,46 \mu\text{V}$ , sendo maior que grande parte das componentes de EMG presentes nas frequências vizinhas. Nesses casos, a filtragem para remoção dessa interferência se torna uma etapa necessária e resulta no espectro de frequência da Figura 70. O efeito do filtro é evidente, removendo completamente a componente e suas harmônicas.



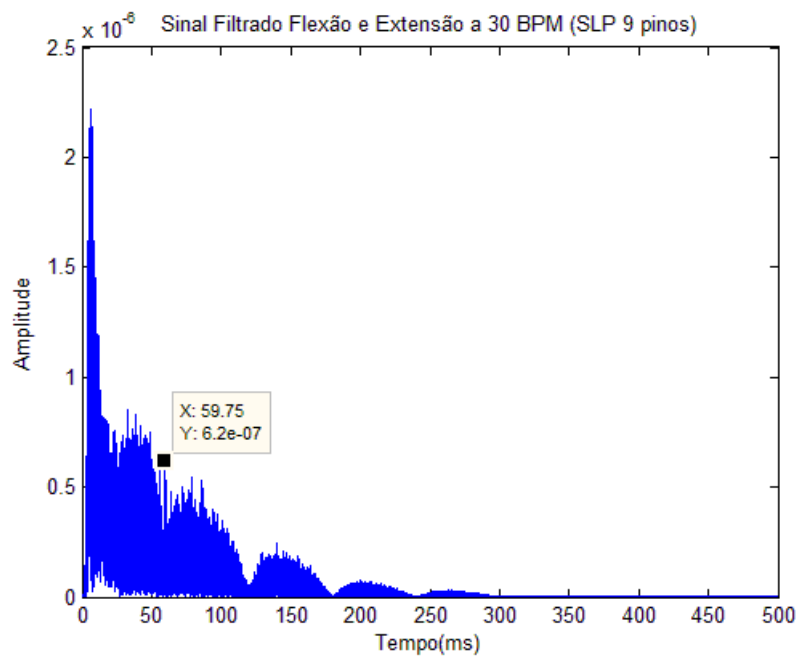
**Figura 70 - FFT de sinais captados no IAPAR em Lapa - PR após a aplicação do filtro**  
***Notch***  
**Fonte: Autoria Própria.**

Os testes em humanos foram realizados no laboratório da UTFPR, localizada no centro de Curitiba – PR. Como esperado, o espectro de frequência da Figura 71 revela uma grande interferência da rede elétrica no sinal de sEMG, alcançando a magnitude de  $261,2 \mu$  e se sobressaindo sobre as demais componentes.



**Figura 71 – FFT de sinais captados n UTFPR em Curitiba - PR**  
**Fonte: Autoria Própria.**

Após a filtragem, a componente ainda apresentou magnitude de  $0,62 \mu$ V conforme mostra a Figura 72.



**Figura 72 - FFT de sinais captados n UTFPR em Curitiba – PR após a aplicação do filtro *Notch***  
**Fonte: Aatoria Própria.**

Mesmo com grande interferência, a aquisição dos biopotenciais foi possível e com qualidade satisfatória. Sendo assim, os eletrodos desenvolvidos estão aptos a serem usados em ambientes com diferentes níveis de interferência.

## 6 CONCLUSÃO

Este trabalho abordou o desenvolvimento e avaliação de eletrodos para a aquisição de sinais de eletromiografia em ruminantes, com o objetivo de auxiliar na estimação do consumo e formulação de uma dieta ótima.

Os métodos existentes para avaliar o comportamento ingestivo muitas vezes causam desconforto nos animais ou interferem no seu comportamento natural. O eletrodo proposto neste trabalho possibilita a fixação no próprio cabresto do animal, ao qual ele já está habituado. Nenhum outro procedimento é necessário, eliminando inclusive a preparação da pele anteriormente exigida pelos eletrodos convencionais de Ag/AgCl.

Os resultados obtidos sugerem que os eletrodos de pino de ouro produzem um sinal semelhante ao de Ag/AgCl, com desempenho equivalente em termos de qualidade de sinal e conforto. Já o eletrodo de barra de prata não produziu resultados satisfatórios para ser considerado um bom substituto, principalmente com relação a baixa confiabilidade de contato. Dentre as topologias testadas para os eletrodos de pinos de ouro, os eletrodos com 4 e 9 pinos revelaram o melhor desempenho, sendo que o SLP 4 apresentou impedância e qualidade do sinal comparável ao eletrodo convencional e superior a muitos eletrodos metálicos apresentados na literatura. O SLP 1, embora com a menor quantidade de pinos apresentou os maiores valores de impedância e a maior susceptibilidade ao ruído, não sendo considerado um bom substituto.

Durante o desenvolvimento deste trabalho, ficou evidente que o maior problema ao substituir o eletrodo convencional por metálicos está na escolha do material e topologia, além da seleção correta dos componentes do sistema de aquisição. O uso de um circuito ativo em conjunto com o eletrodo metálico, conforme amplamente apresentado na literatura, nem sempre é necessário e muitas vezes pode diminuir a qualidade da aquisição do biopotencial. Neste trabalho, o uso de um circuito ativo apresenta desvantagens consideráveis. A principal é a redução no CMRR total do sistema, já que para evitar a atenuação desse parâmetro, os amplificadores operacionais usados devem ter CMRR equivalente ao amplificador de instrumentação, além de impedância de entrada de no mínimo  $10^9\Omega$ , o que aumenta consideravelmente o custo total. Qualquer valor inferior a impedância de entrada do PGA, causará uma atenuação do sinal desnecessariamente. Além disso, o uso de um circuito ativo implica no uso de um cabo extra para transmitir a alimentação. Como observado durante os experimentos, um eletrodo robusto é uma requisição de projeto primordial e, portanto, o uso de um circuito ativo só deve acontecer caso seja necessário. É importante observar que essas afirmações são válidas para os parâmetros deste projeto e para esta aplicação em particular. O

uso de um amplificador de instrumentação no sistema de aquisição que tenha parâmetros diferentes do PGA pode exigir uma instrumentação por circuitos ativos, especialmente se o ganho conferido for maior. As aplicações que usam um circuito ativo e foram apresentadas no capítulo 2, definem o ganho do amplificador de instrumentação em valores de 500 a 1000. Nesses casos, os sinais gerados por artefatos de movimento podem de fato, saturar o sistema de aquisição, exigindo um circuito para remoção prévia destes sinais.

Em estudos futuros, os testes deverão ser feitos em uma quantidade de pessoas e animais maior, possibilitando uma melhor representação da população e reduzindo as incertezas. Além disso, a qualidade do sinal está fortemente ligada ao posicionamento correto e ao bom contato, exigindo um cabresto com as dimensões corretas que mantenham os eletrodos fixados.

## REFERÊNCIAS

- ABIEC. Perfil da Pecuária no Brasil. Associação Brasileira das Indústrias Exportadoras de Carnes, 2016.
- BARROS, Carina S. et al. Técnicas para estudos de consumo de alimentos por ruminantes em pastejo: revisão. *Scientia Agraria Paranaensis*, v. 9, p. 5-24, 2010. ISSN 2.
- BARROS, Kety R. Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional, 2005.
- BERCHIELLI, Telma T.; PIRES, Telma T.; OLIVEIRA, Simone G. Nutrição de Ruminantes.
- BOEHM, Anna et al. A Novel 12-Lead ECG T-Shirt with Active Electrodes. *Electronics* 2016, Basel, v. 5, n. 75, Novembro 2016.
- BOLZAN, Maurício. Análise da transformada em ondeletas aplicada em sinal geofísico. *Revista brasileira de ensino de física*, v. 26, p. 37-41, 2004.
- BRITO, Ana. História da Raça: Vaca Jersey. Rural Centro, 2012. Disponível em: <<http://ruralcentro.uol.com.br/noticias/historia-da-raca-vaca-jersey-53205>>. Acesso em: 14 Dezembro 2017.
- BÜCHEL, Simona; SUNDRUM, Albert. Technical Note: Evaluation of a New System for Measuring Feeding Behavior of Dairy Cows. 2014.
- BURNS, Joseph C.; POND, Kevin R.; FISHER, Dwight. Measurement of Forage Intake.
- CAMPOS, Daniel P. D. Avaliação do comportamento ingestivo utilizando eletromiografia de superfície do músculo masseter. Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, 2016.
- CAMPOS, Daniel P. D. et al. Surface Electromyography Measurements for Ingestive Behavior Identification on Goats, 2016.
- CARVALHO, Paulo C. D. F. et al. Do bocado ao pastoreio de precisão: Compreendendo a interface planta-animal para explorar a multi-funcionalidade das pastagens, 2009.
- CHI, Yu M. Non-contact biopotential sensing. 2011. San Diego, 2011.
- CHI, Yu M.; JUNG, Tzyy-Ping; CAUWENBERGHS, Gert. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, v. 3, 2010.

CHI, Yu M.; JUNG, Tzyy-Ping; CAUWENBERGHS, Gert. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, v. 3, p. 106-119, 2010.

CHI, Yu M.; MAIER, Christoph; CAUWENBERGHS, Gert. Ultra-High Input Impedance, Low Noise Integrated Amplifier for Noncontact Biopotential Sensing. *IEEE Journal on emerging and selected topics in circuits and systems*, v. 1, p. 526-535, Dezembro 2011.

CHIOU, Jin-Chern et al. Using novel MEMS EEG sensors in detecting drowsiness application. *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, London, p. 33-36, Novembro 2006.

DE LUCA, Carlo. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997.

DE LUCA, Carlo. *Fundamental concepts in EMG Signal Acquisition*, 2003.

DE LUCA, Carlo J. *Surface Electromyography*, 2002.

DE LUCA, Carlo J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, p. 1573-1579, 2010.

DE LUCA, Carlo J. Amplitude analysis: root-mean-square EMG envelope. Disponível em: <<http://www.delsys.com/amplitude-analysis-root-mean-square-emg-envelope/>>. Acesso em: 28 Março 2016.

FIEDLER, Patrique et al. Comparison of three type of dry electrodes for electroencephalography. *Acta Imeko*, v. 3, n. 3, p. 33-37, 2014.

FORVI, Elena et al. Preliminary technological assessment of microneedles-based dry electrodes for biopotential monitoring in clinical examinations. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 180, p. 177-186, Junho 2012.

FROST, A. R. et al. A review of livestock monitoring and the need for integrated systems. *Computers and Electronics in Agriculture*, v. 17, p. 139-159, 1997.

GANDHI, Neil et al. Properties of Dry and Non-contact Electrodes for Wearable Physiological Sensors. *2011 International Conference on Body Sensor Networks*, Dallas, p. 107-112, 2011.

GARCIA, Gonzalo A. et al. Characterization of a new type of dry electrodes for long-term recordings of surface-electromyogram. *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007.

GOMES, Otávio A. *Sistema de Aquisição de Sinais de Eletromiografia com Comunicação sem Fio*. 2016. Pato Branco, 2016.

GRISS, Patrick et al. Characterization of Micromachined Spiked Biopotential Electrodes. *IEEE*



Transactions on Biomedical Engineering, v. 49, p. 597-604, Junho 2002.

GUERRERO, Federico N.; SPINELLI, Enrique M.; HABERMAN, Marcelo A. Analysis and Simple Circuit Design of Double Differential EMG Active Electrode. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, v. 10, p. 787-794, Junho 2016.

HAIR, Joseph F. et al. Análise multivariada de dados. 6. ed. Porto Alegre: Bookman, 2009.

HUANG, Yan-Jun et al. Novel active comb-shaped dry electrode for EEG measurement in hairy site, 2015.

IOANNIDES, Andreas A.; POGHOSYAN, Vahe; KOSTOPOULOS, George K. Current practices in epilepsy monitoring: future prospects and the ARMOR challenge.

Jl, Ning et al. An Active Electrode Design for Weak Biosignal Measurements. 2016 IEEE 13th International Conference on Signal Processing (ICSP), Chengdu, p. 502-507, 6-10 Novembro 2016.

KAMEN, Gary; GABRIEL, David A. Essentials of electromyography. Human Kinetics, 2010.

KAMEN, Gary; GABRIEL, David A. Fundamentos da Eletromiografia. São Paulo: Phorte, 2015.

KANG, Tae-Ho et al. Nonwoven fabric active electrodes for biopotential measurement during normal daily activity. IEEE transactions on biomedical engineering, v. 55, p. 188-195, 2008.

KITCHIN, Charles; COUNTS, Lew. A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers. 2<sup>a</sup>. ed. Analog Devices, 2004.

KRAUSE, Karen M.; COMBS, Dave K. Effects of forage particle size, forage source and grain fermentability on performance and ruminal Ph in midlactation cows. American Dairy Science Association, 2013.

LACA, Emilio A. Precision livestock production: tools and concepts. Revista Brasileira de Zootecnia, v. 38, p. 123-132, 2009.

LACA, Emilio A.; WALLISDEVRIES, Michiel F. Acoustic measurement of intake and grazing behavior of cattle. Blackwell Science, p. 97-104, 2000.

LAFERRIERE, Pascal; LEMAIRE, Edward D.; CHAN, Adrian D. C. Surface electromyographic signals using dry electrodes. IEEE Transactions on instrumentation and measurement, v. 60, p. 3259-3168, 2011.

LE, Tai; HAN, Huy-Dung; HOANG, Thai-Hoc. A Low Cost Mobile ECG Monitoring Device Using Two Active Dry Electrodes. 2016 IEEE Sixth International Conference on Communications and Electronics (ICCE), Ha Long, p. 271-276, 27-29 Julho 2016.

LEE, Seungchan; SHIN, Younghak; LEE, Heung-No. Design of Active Dry Electrodes and its Evaluation for EEG Acquisition. 2015 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC), Jeju, p. 560-562, 28-30 Outubro 2015.

LIN, Chin-Teng et al. Novel Dry Polymer Foam Electrodes for Long-Term EEG Measurement. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Taipei, v. 58, n. 5, p. 1200-1207, Maio 2011.

LOPEZ-GORDO, Miguel A.; SANCHEZ-MORILLO, Daniel; VALLE, F P. Dry EEG Electrodes. Sensors, Basel, v. 14, n. 7, p. 12847-12870, Julho 2014. ISSN 1424-8220.

MARQUES, José R. F. Búfalos: O produtor pergunta, a Embrapa responde. Embrapa. Brasília, 2000.

MATTOS, Wilson R. S. Sistemas de alimentação de vacas em produção.

MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip A. Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications. Hoboken: A John Wiley & Sons, 2004.

MERRITT, Carey R.; NAGLE, Humbert T.; GRANT, Edward. Fabric-Based Active Electrode Design and Fabrication for Health Monitoring Clothing. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, v. 13, n. 2, p. 274-280, Março 2009.

MEZIANE, N et al. Simultaneous comparison of 1 gel with 4 dry electrode types for electrocardiography. Physiological Measurement, p. 513-529, 2015.

MEZZALIRA, Jean C. et al. Aspectos metodológicos do comportamento ingestivo de bovinos em pastejo. Sociedade brasileira de zootecnia, 2011.

MOSER, Ana C. et al. Desenvolvimento e avaliação de eletrodos metálicos passivos para eletromiografia de superfície. COBEC, Uberlândia, Outubro 2017.

NAGEL, Joachim H. Bopotential Amplifiers.

NORTHROP, Robert B. Analysis and Application of analog electronic circuits to biomedical instrumentation. CRC Press LLC, 2004.

OLIMEX. MOD-EEG-AE. Disponível em:  
<<https://www.olimex.com/Products/EEG/Electrodes/EEG-AE/resources/EEG-AE.pdf>>.  
Acesso em: 10 Junho 2016.

OPPENHEIM, Alan V.; SCHAFER, Ronald W.; BUCK, John R. Discrete-time signal processing. 2. ed. Prentice-Hall, 1998.

ORTOLAN, Rodrigo L. Estudo e avaliação de técnicas de processamento do sinal mioelétrico para o controle de sistemas de reabilitação. 2002. 113p. São Carlos, 2002.

OUDSHOORN, Frank W. et al. Estimation of grass intake on pasture for dairy cows using tightly and loosely mounted di-and tri-axial accelerometers combined with bite count. *Computers and Electronics in Agriculture*, v. 99, p. 227-235, 2013.

PALLÁS-ARENY, Ramón; WEBSTER, John G. Common Mode Rejection Ratio for Cascade Differential Amplifier Stages. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 40, p. 677-681, Agosto 1991.

PEGORINI, Vinicius. Classificação de padrões de mastigação de ruminantes utilizando aprendizagem de máquina. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, 2015.

PEGORINI, Vinicius et al.. In Vivo pattern classification of ingestive behavior in ruminants using FBG sensors and machine learning, 2015.

PHINYOMARK, Angkoon; PHUKPATTARANONT, Pornchai; LIMSAKUL, Chusak. Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*, v. 39, n. 8, p. 7420-7431, 2012.

POPPI, Dennis P.; FRANCE, James; MCLENNAN, Stuart R. Intake, passage and digestibility.

PRUTCHI, David; NORRIS, Michael. Design and Development of Medical Electronic Instrumentation. John Wiley and Sons, New Jersey, 2005.

SALVO, Pietro et al. A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 174, p. 96-102, Fevereiro 2012.

SATI SOLUÇÕES. Cabo Manga 8v x 26 AWG bege blindado antex ife.[s.n.]. Disponível em: <[http://www.satitelecom.com.br/site/index.php?option=com\\_k2&view=item&id=134:cabo-manga-8v-x-26-awg-bege-com-blindado-antex-ife](http://www.satitelecom.com.br/site/index.php?option=com_k2&view=item&id=134:cabo-manga-8v-x-26-awg-bege-com-blindado-antex-ife)>. Acesso em: 28 Março 2016.

SEARLE, Andrew; KIRKUP, Les. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiol. Meas*, v. 21, p. 271-283, Maio 2000.

SEBRAE. Dieta para bovinos leiteiros: A importância da alimentação. 2017.

SEDRA, Adel; SMITH, Kenneth. *Microelectronic Circuits*. 5ª. ed. New York: Oxford University, 2004.

SILVEIRA, Antonio C.; DOMINGUES, Carlos A. C. Sistemas de alimentação de novilhas em crescimento.

SPINELLI, Enrique M.; PALLÁS-ARENY, Ramon; MAYOSKY, Miguel A. AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, p. 391-395, Março 2003.

TEXAS INSTRUMENTS. ADS1298ECG-FE/ADS1198ECG-FE User's Guide. 2010a. Dallas, 2010a. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ug/sbau171d/sbau171d.pdf>>.

TEXAS INSTRUMENTS. Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. 2010b. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1294.pdf>>. Acesso em: 20 Maio 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. ADS1298ECG-FE: User's Guide. Disponível em: <<http://www.ti.com/tool/ADS1298ECGFE-PDK?keyMatch=ads1298ecg-fe&tisearch=Search-EN-Everything>>. Acesso em: 18 Março 2016.

TKACH, Dennis; HUANG, He; KUIKEN, Todd A. Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2010.

VAN SOEST, Peter J. *Nutritional Ecology of the Ruminant*. 2. ed. Cornell University Press, 1994.

VANRIJN, Alexander M. et al. Low-cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, p. 101-102, 1996.

WEBSTER, John G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 2010.

WONG, Alex et al. A ECG measurement IC using driven-right-leg circuit, 2006.

XU, Jiawei et al. Active Electrodes for Wearable EEG Acquisition: Review and Electronics Design Methodology. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. v. PP, Janeiro 2017.

YOO, Jerald; YOO, Hoi-Jun. Fabric Circuit Board-Based Dry Electrode and its Characteristics for Long-Term Physiological Signal Recording. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2011.

YU, Yi-Hsin et al. Design, Fabrication and Experimental Validation of a Novel Dry-Contact Sensor for Measuring Electroencephalography Signals without Skin Preparation. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, v. 2, p. 2168-2372, Novembro 2014.

ZARDOSHTI-KERMANI, Mahyar et al. EMG Feature Evaluation for Movement Control of Upper Extremity Prostheses. *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, v. 3, p. 324-333, 1995.